

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ  
ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Приладобудівний факультет

(повна назва інституту/факультету)

Кафедра автоматизації експериментальних досліджень

(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»

«До захисту допущено»

УДК 616-001.17

Завідувач кафедри

Туз Ю.М.

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ ” 2019 р.

**Магістерська дисертація**

зі спеціальності 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка

(код та назва спеціальності)

на тему: Автоматизована система імітації параметрів опікових уражень для термографічних перетворювачів

Виконав (-ла): студент (-ка) II курсу, групи ВА-81мп

(шифр групи)

Войтюк Артем Костянтинович

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Керівник професор кафедри АЕД, д.т.н., доцент Шевченко К.Л.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант Розробка стартап-проекту д.е.н., доцент Бояринова К.О.

(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент зав. кафедри хірургічної стоматології та

щелепно-лицевої хірургії, професор,

член-кореспондент НАМН України Маланчук В.О.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали).

(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській  
дисертації немає запозичень з праць  
інших авторів без відповідних посилань.  
Студент \_\_\_\_\_

(підпис)

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»**

Інститут (факультет) \_\_\_\_\_ Приладобудівний факультет  
(повна назва)

Кафедра \_\_\_\_\_ автоматизації експериментальних досліджень  
(повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність 152 Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка  
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Ю.М. Туз  
(підпис) (ініціали, прізвище)

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**  
**на магістерську дисертацію студенту**  
Войтюку Артему Костянтиновичу  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Автоматизована система імітації параметрів опікових уражень для термографічних перетворювачів

науковий керівник дисертації Шевченко Костянтин Леонідович, д.т.н., доцент  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «07» 11 2019 р. № 3848-с

2. Термін подання студентом дисертації 10 грудня 2019 р.

3. Об'єкт дослідження процес формування об'ємного розподілу теплових полів для імітації параметрів опікових уражень

4. Предмет дослідження методи створення нерівномірних теплових полів в багат шаровому середовищі для імітації опікових уражень при термографічних дослідженнях

5. Перелік завдань, які потрібно розробити 1. Аналіз видів опіків, їх характерних ознак та методів визначення глибини ураження. 2. Дослідження особливостей теплового випромінювання різних матеріалів та обґрунтування використання термографічних методів для оцінки глибини опіків. 3. Розробка системи імітації

опікових уражень для термографічних перетворювачів. 4. Експериментальне дослідження розробленої системи. 5. Розробка стартап проекту.

6. Орієнтовний перелік ілюстративного матеріалу  
Опікові ураження та їх характерні ознаки. Класифікація методів оцінки глибини опіків. Дослідження теплових випромінювання біологічних об'єктів. Методи термографії та їх використання для оцінки глибини опіків. Розробка системи імітації параметрів опікових уражень для термографічних перетворювачів.

7. Орієнтовний перелік публікацій: “АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ПОШУКУ ПРИХОВАНИХ МЕТАЛЕВИХ ПРЕДМЕТІВ” Войтюк А.К., Шевченко К.Л. “ІМІТАЦІЯ ПАРАМЕТРІВ ОПІКОВИХ УРАЖЕНЬ” Войтюк А.К., Шевченко К.Л.

8. Консультанти розділів дисертації\*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
4	д.е.н., доцент Бояринова К.О.		

9. Дата видачі завдання \_\_\_\_\_

#### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Підготовка дослідницького матеріалу	1.09.2019-1.10.2019	
2	Розробка метрологічного підґрунтя	2.10.2019-1.11.2019	
3	Розробка макету	2.11.2019-1.12.2019	
4	Оформлення дисертації	2.12.2019-10.12.2019	
	Проходження попереднього захисту	10.12.19	

Студент

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Войтюк А.К.

\_\_\_\_\_  
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Шевченко К.Л.

\_\_\_\_\_  
(ініціали, прізвище)

## Реферат

**Магістерська дисертація на тему:** «Автоматизована система імітації параметрів опікових уражень для термографічних перетворювачів» 123 сторінки, 2 додатки.

**Об'єкт дослідження:** Процес формування об'ємного розподілу теплових полів для імітації параметрів опікових уражень.

**Предмет дослідження:** Методи створення нерівномірних теплових полів в багатошаровому середовищі для імітації опікових уражень при термографічних дослідженнях.

**Мета роботи:** Розробка рішень для реалізації системи імітації параметрів опікових уражень, що основана на керуванні тепловими полями діодних решіток.

**Методи дослідження та апаратура:** Робота з інформаційними джерелами з проблеми дослідження. Дослідження системи імітації опікових уражень проводилися шляхом моделювання процесів в таких середовищах як Simulink на основі MATLAB та програмного пакету Comsol Multiphysics.

**Результати роботи та їхня новизна:** В результаті проведеної роботи синтезовано систему управління регулюванням температури автоматизованої системи імітації опікових уражень, розраховано та досліджено теплову модель .

**Рекомендації щодо використання результатів роботи:** Модель призначена для проведення дослідів з термографічними перетворювачами, а саме для імітації теплових картин з точними параметрами опікових уражень та подальшого їх використання для навчання нейромережі.

ІМІТАЦІЯ ПАРАМЕТРІВ, ОПІКОВІ УРАЖЕННЯ, ТЕПЛОВІЗІЙНА КАРТИНА, ДІОДНА МАТРИЦЯ, ДИНАМІЧНЕ КЕРУВАННЯ, ПІ-РЕГУЛЯТОР

## **Abstract**

**Master's thesis:** "The automated system of simulation of parameters of burn lesions for thermographic converters" 123 pages, 2 attachments

**The object of study:** The process of forming a volumetric distribution of thermal fields to simulate the parameters of burn lesions.

**Subject of research:** Methods of creating non-uniform thermal fields in a multilayer medium for simulating burn lesions in thermographic studies.

**Objective:** Development of solutions for implementation of the system of simulation of the parameters of burn lesions, which is based on the control of thermal fields of diode lattices.

**Methods and apparatus:** Working with information sources on research issues. Studies of the burn simulation system were conducted by simulating processes in environments such as Simulink based on MATLAB and the Comsol Multiphysics software package.

**The results and their novelty:** As a result of the work, a temperature control system of an automated system of simulation of burn lesions was synthesized, a thermal model was calculated and investigated.

**Recommendations for the use of work results:** The model is intended for conducting experiments with thermographic converters, namely to simulate thermal pictures with the exact parameters of burn lesions and their subsequent use for training the neural network.

PARAMETER IMITATION, BURNS, THERMAL PICTURE, DIAGRAM, DYNAMIC CONTROL, PI-REGULATOR

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ .	8
ВСТУП.....	9
1 АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ДІАГНОСТИКИ ОПІКІВ.....	12
1.1 Система класифікації опіків в сучасній українській комбустіології. ....	12
1.2 Діагностика опіків без технічних засобів. ....	15
1.3 Діагностика опіків за допомогою технічних засобів. ....	21
1.3.1 Променева діагностика опіків. ....	21
1.3.2 Магнітно-резонансна діагностика опіків. ....	22
1.3.3 Ультразвукова діагностика опіків.....	23
1.3.4 Тепловізійна діагностика опіків.....	24
1.4 Методи проведення досліджень.....	25
Висновки.....	26
2. Основи отримання тепловізійних зображень .....	28
2.1 Закони теплового випромінювання. ....	28
2.1.1. Теплове випромінювання, чорне тіло.....	28
2.1.2. Закони теплового випромінювання для чорного тіла. ....	30
2.1.3. Випромінювання нечорних тіл.....	34
2.1.4. Закон Кірхгофа. ....	38
2.1.5 Визначення температури тепловізором. ....	40
2.1.6 Закон Ламберта. Вплив кута спостереження на коефіцієнт випромінювання. ....	44
2.2 Сучасні тепловізори.....	47
2.2.1. Види сучасних тепловізорів. ....	47
2.2.2. Будова Сучасних тепловізорів. ....	48
2.2.3 Матеріали, типи та характеристики приймачів ІК-випромінювання.....	50
Висновки.....	58
3. Система імітації параметрів опікових уражень .....	60
3.1 Будова та принцип роботи системи .....	60
3.2 Тепловий розрахунок фрагменту імітаційної моделі.....	62
3.3 Синтез системи керування температурою .....	65
3.4 Дослідження теплового випромінювання в Comsol Multiphysics.....	69
3.5 Динамічне керування матрицею діодів. ....	73
Висновки.....	76
4 РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ «АВТОМАТИЗОВАНА СИСТЕМА ІМІТАЦІЇ ПАРАМЕТРІВ ОПІКОВИХ УРАЖЕНЬ ДЛЯ ТЕРМОГРАФІЧНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ»....	78
4.1 Опис ідеї проекту.....	78
4.2 Технологічний аудит проекту .....	80

4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту .....	80
4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту .....	85
4.5 Розробка маркетингової програми стартап-проекту .....	88
4.6 Очікувана ефективність стартап проекту.....	91
Висновки.....	96
ВИСНОВКИ.....	98
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ .....	100
ДОДАТОК А. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ .....	103
ДОДАТОК Б. СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ .....	112

## **ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ**

FSE - Fast spin echo

NETD - Noise Equivalent Temperature Difference

SE - Spin echo

K – Кельвіни

MPT- магнітно-резонансна томографія

ПІ-регулятор – Пропорційно-інтегральний регулятор

ШИМ – Широтно-імпульсна модуляція



## ВСТУП

Сьогодні медицина отримує все більші діагностичні можливості зв'язані з розвитком інструментальних методів та технічних можливостей, що дозволяють отримати інформацію про біологічний об'єкт. Стрімкий розвиток інформаційних технологій зв'язаний з обробкою сигналів та зображень дозволяє підвищити якість методів діагностики, які дозволяють більш достовірно встановити кількісні співвідношення між вимірюваними фізичними параметрами та функціональними, органічними характеристиками досліджуваного біологічного об'єкту.

Середня температура тіла людини, яка вимірюється, наприклад, в пахвовій западині, є фізичною величиною, інтегрально характеризує стан організму: наявність інфекцій, запальних реакцій, токсикації, порушень функціонування органів і систем. Разом з тим діагностичну інформацію містять і локально вимірювані значення температури, які можуть реєструватися контактним і безконтактним способом. Розглянутий в даній дисертації безконтактний тепловізійний метод визначення температури вигідно відрізняється від інших поєднанням високої температурної, просторової і часової розгортки.

Теплобачення є способом вимірювання та візуалізації теплового, інфрачервоного випромінювання, що випускається всіма нагрітими тілами. Людське тіло, будучи джерелом теплового випромінювання, має неоднорідний поверхневий розподіл температури, який видозмінюється як при наявності патологій, прийомі медичних препаратів, проведенні навантажувальних проб, так і при здійсненні природної терморегуляції організму. Висока чутливість просторово - часової динаміки температури до чинників, що впливають говорить про широкі можливості діагностичних методів, заснованих на тепловізійних вимірах.

З розвитком інформаційних технологій з'явилась можливість використання програмного забезпечення на основі нейромережі для обробки та аналізу тепловізійних картин опікових уражень, програма буде визначати та враховувати параметри опіку та на їх основі проводити класифікацію, що дозволить лікарям швидше та точніше ставити діагноз. Навчання такої нейромережі проходить на основі великого масиву даних, що складається з теплових картин з їх точною класифікацією.

Методи отримання таких теплових картин різняться. Більшість досліджень проводяться на лабораторних тваринах шляхом нанесення їм термічних опіків, цей спосіб не є точним та гуманним, тому автоматизація цього процесу є актуальним питанням. В даній дисертації пропонується рішення цієї проблеми, яке висвітлено в меті роботи.

Шляхом досліджень інтернет-ресурсу Google Patents було виявлено, що прямих аналогів описаній у цій дисертації автоматизованій системі системі немає, автоматизація в цьому напрямку на низькому рівні тому тема є актуальною, а результати її досліджень несуть у собі наукову новизну.

Метою цієї дисертації є розробка рішень для реалізації системи імітації параметрів опікових уражень, що основана на керуванні тепловими полями діодних решіток. Система представляє собою чотири шари діодних решіток розмірністю  $8 \times 8$  діодів, шари розділені балістичним гелем, який за своїми механічними властивостями подібний до людських тканин. Діоди увімкнуті за схемою зі спільним катодом. Управління схемою здійснюється в динамічному режимі. Діод при пропусканні прямого струму виступає джерелом теплової енергії, перемикання діодів дозволяє імітувати кровообіг, який несе в собі виділення тепла, а вимикання діодів – порушення кровообігу, дослідження показали, що на робочій поверхні такої системи, при її роботі виникають теплові

поля, які в за своїми характеристиками імітують теплову картину опікового ураження.

Об'єктом дослідження є процес формування об'ємного розподілу теплових полів для імітації параметрів опікових уражень.

У даній дисертацій роботі окрема увага присвячена розрахункові та організації управління регулюванням температури. У результаті вирішення цього питання було синтезовано модель управління регулюванням температури яка створює теплові поля на поверхні системи шляхом використання ПП-регулятора та установкою за допомогою нього потрібної шпаруватості ШІМ-сигналу. Отримані результати, підходи та типові рішення можуть бути використані при створенні тепловізійних систем діагностики опікових уражень.

## 1 АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ДІАГНОСТИКИ ОПІКІВ

### 1.1 Система класифікації опіків в сучасній українській комбустіології.

Опік - ураження шкіри та тканин організму під дією високих температур, їдких хімічних речовин, інтенсивного короткохвильового випромінювання, що призводить до втрати клітинами організму своєї молекулярної структури.

Комбустіологія – це розділ хірургії, що вивчає механізми виникнення опіків, їх перебіг, можливі ускладнення та лікування.

За фізичною природою термічні агенти можна розділити на тверді, рідкі та газоподібні[1]. По виду взаємодії з тканинами потерпілого виділяють контактні ураження(при безпосередній взаємодії з тканинами потерпілого: полум'я, гарячі напої і т. Д.) І дистанційних (без безпосереднього контакту: ультрафіолетове, інфрачервоне, теплове випромінювання) ураження.

При впливі високих температур на поверхні тіла утворюються опіки різних ступенів. При перегріванні тканин понад 52°C коагуляційне згортання білків невідновні. Наслідки опіків залежать від розмірів і глибини пошкодження тканин. Розрізняють 3 концентричні зони ураження при глибоких опіках залежно від ступеня порушення кровообігу. Центральна область рани, найбільш тісно стикається з джерелом тепла, носить назву зони коагуляції. Навколо неї розташовується зона паранекроза, названа Jackson D (1953) зоною стаза (ішемічна середня зона) і еритемна периферична зона. При мікроскопії візуалізується судинний тромбоз в середній і периферичній зонах. Інтенсивність нагрівання тканин (глибина ураження) залежить від фізичних характеристик термічного агента (низькотемпературні, високотемпературні), способу теплопередачі (проведення, конвекція, випаровування), теплозахисних властивостей одягу. Обсяг ураження шкіри залежить не тільки від фактичної температури, але і від часу її впливу, яке подовжується за рахунок того, що шкіра

має досить високу теплоємність і теплопровідність. Ступінь тканинної гіпертермії прямо пропорційна тривалості нагрівання. Короткострокове вплив навіть дуже високих температур може не призводити до розвитку опіків. Чим вище ступінь перегріву тканин, тим швидше відбувається загибель клітин.

Для правильного та ефективного лікування термічних пошкоджень, фахівець має передусім класифікувати опік та поставити діагноз. В Україні розроблена і використовується в більшості випадків класифікація опікових ран за глибиною ураження, запропонована на II Конгресі хірургів України, затверджена для використання з 2002 року.

Згідно цієї класифікації опіки поділяють на:

- I ступінь зображено на Рис 1.1. Пошкоджується епідерміс. Характерно поява гіперемії, набряку, пекучого болю.



Рисунок 1.1 Фотографія опіку I ступеню.

- II ступінь зображено на Рис 1.2. Пошкоджується епітелій, зі збереженням сосочкового шару. Відбувається відшарування епідермісу, утворюються бульбашки наповнені прозорою жовтуватою рідиною. Під відшарованими пластами епідермісу залишається базальний шар.



Рисунок 1.2 Фотознімок опіку II степеню.

- III-а ступінь зображено на Рис 1.3. Пошкоджується епідерміс і поверхневі шари дерми, зі збереженням волосяних цибулин, потових і сальних залоз. Виникає частковий некроз шкіри (верхівка сосочкового шару). Може спостерігатися омертвіння поверхневих шарів дерми.



Рисунок 1.3 Фотознімок опіку III-а степеню.

- III-б ступінь. Шкіра пошкоджується на всю глибину. Розвивається некроз епідермісу, дерми з волосяними цибулинами, потовими і сальними залозами, а іноді і підшкірної клітковини. Утворюється некротичний струп.
- IV ступінь зображено на Рис 1.4. Пошкоджується не тільки шкіра, але і глибші тканини-м'язи, сухожилля, кістки, суглоби. Виникають некрози цих структур.



Рисунок 1.4 Фотознімок опіку IV степеню.

При термічних опіках відмічають порушення та руйнування білкових структур. В місці опіку порушується або припиняється кровообіг і кількість тепла що виділяється з пошкодженої поверхні менша ніж та що виділяється зі здорової ділянки.

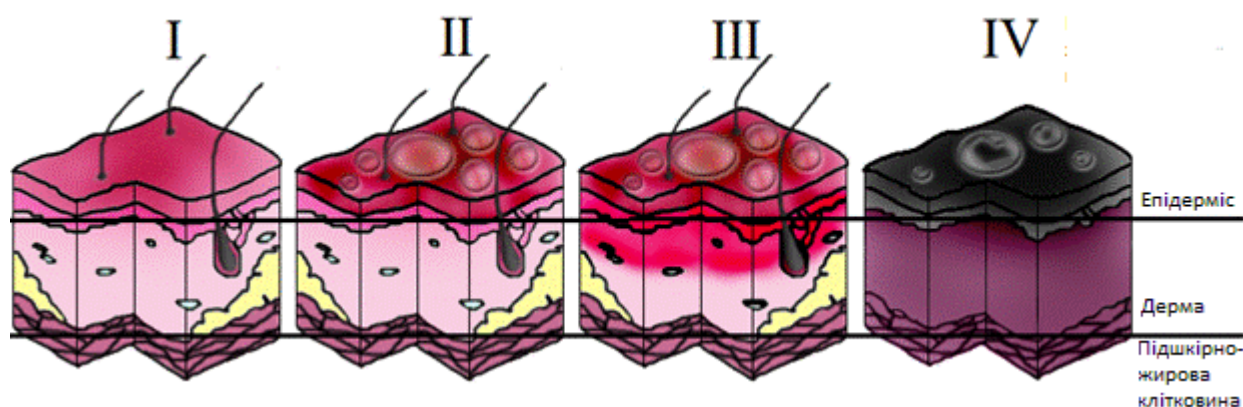


Рисунок 1.5 Глибина ураження при різних степенях опікі.

## 1.2 Діагностика опіків без технічних засобів.

В оцінці важкості ушкодження і виборі плану лікування провідне місце займає визначення ступеня (глибини) опіку, а також його площі, зазвичай виражається у відсотках загальної поверхні тіла. Значення має саме відносна (по

відношенню до загальної поверхні шкіри) величина зони пошкодження. Площа поверхні шкіри людини коливається від 15 000 до 21 000 см<sup>2</sup>. [2]

Створено безліч схем і розрахунків, що дозволяють арифметично або графічно уявити собі загальну площу опіків і площа глибших з них. Точно визначити площу ураження досить важко через індивідуальних особливостей людини - зростання, маси, довжини кінцівок та ін.

При визначенні площі важко враховувати природні складки шкіри, ускладнює визначення площі ураження відсутність різких кордонів, що відокремлюють одну область від іншої, на результат вимірювання впливає і здатність шкіри до розтягування. Важко виміряти площу опіків ще й тому, що контури їх завжди нерівні, іноді опіки як би розсіпані по поверхні тіла.

Визначення площі. Протягом багатьох років в процесі вивчення опіків і розробки способів їх лікування створено безліч методів, в них відображено прагнення якомога точніше визначити площу опіків. Найбільш простим і в той же час досить надійним є метод Уоллеса, більш відомий, як правило «дев'яток». Відповідно до нього площа поверхні всіх основних частин тіла становить числа, кратні дев'яти, крім промежини, яка становить 1% (Рис. 1.6). Однак це стосується тільки дорослих, у дітей пропорції інші.

Правило долоні. В Відповідно до даного методу площа опіку порівнюється з площею долоні потерпілого, що дорівнює 1% всієї поверхні тіла. Зазвичай для визначення площі поверхні опіку користуються одночасно «правилом дев'яток» і «правилом долоні». Метод зручний для визначення площі опіків у дітей різних вікових груп, він також цінний в разі розсіяних по тулубу опіків.



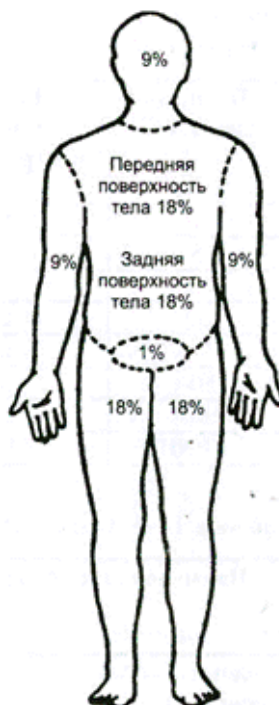


Рисунок 1.6 Правило дев'яток.

Метод Постнікова. Б.Н. Постніков в 1949 році запропонував накладати на обпалену поверхню стерильну марлю або целофан і на них наносити контури опіку. Після цього вирізані листи накладають на сітку, що складається з квадратів з відомою площею (міліметровий папір), і вираховують абсолютну площу ушкодження. Потім по відношенню до загальної площі поверхні тіла визначають площу ураження в відсотках.

Хоча метод і є досить точним, в наші дні він не використовується, так як зусилля і час, що витрачаються на обчислення абсолютної площі зони пошкодження, не виправдовують отриманих результатів

Визначення ступеня (глибини) опіку. Діагностику засновують на даних анамнезу, огляду опікової рани, використанні деяких діагностичних проб для уточнення ступеня пошкодження кровообігу і порушення чутливості.

Дані анамнезу з уточненням природи термічного агента, часу і обставин його впливу допомагають припустити, який опік розвивається - поверхневий або глибокий.

При огляді зони пошкодження звертають увагу на наявність гіперемії, пухирів, струпа, вогнищ некрозу. Відповідно виявленим змінам попередньо можна визначити глибину пошкодження шкіри і ступінь опіку.

При диференціальній діагностики ступенів опіку, особливо для відмінності Ша і ШБ ступенів, використовують методи визначення характеру порушення кровообігу і чутливості, застосовують спеціальні барвники та ферментні препарати.

Найбільш простим і надійним методом визначення глибини опіку є метод больової чутливості («метод уколу», «волоскова проба»). Больова чутливість при опіку Ша ступеня різко знижена, а при опіках ШБ і IV ступенів відсутня. При визначенні чутливості потрібно враховувати стан хворого (збудження або загальмованість, введення наркотичних препаратів та ін.). Збереження больової чутливості можна визначити, виробляючи уколи голкою або обробляючи поверхню рани 96% спиртом.

Ще один спосіб - висмикування волосків: якщо при цьому пацієнт відчуває біль і волосся висмикуються з працею - поразка поверхнева; при глибокому опіку волосся видаляються легко і безболісно. Для правильної інтерпретації зазначених проб починати дослідження потрібно з здорових ділянок шкіри і поверхневих опіків.

Для оцінки глибини опіку необхідно також оцінити стан кровообігу в його зоні. Найбільш практичним є метод натискання. При застосуванні даного методу в залежності від ступеня порушення кровообігу виділяють три зони ураження:

- Зона гіперемії. Характерна для поверхневих опіків. При натисканні на гіперемійовану шкіру вона блідне.
- Зона стаза. При натисканні забарвлення не змінюється, що пов'язано з вираженим венозним стазом, чітко розвиваються до кінця першої доби (проба інформативна після закінчення цього терміну).
- Зона повної відсутності кровообігу. Виявляють при глибоких опіках в зоні сухого або вологого некрозу.

У першій зоні зміни оборотні, у другій зоні можуть бути оборотні, але можуть привести і до формування некрозу, третя зона - зона загиблих тканин. Таким чином, некротичні процеси можливі в другій і третій зонах порушення кровообігу (можлива зона некрозу).

Існують і інші методи оцінки стану кровообігу, які, проте, не знаходять широкого застосування в практичній медицині. До таких можна віднести: метод тетрациклінової флюоресценції, метод термометрії, ферментний метод, а також застосування фарбування уражених шкірних покрівів по Ван Гизону.

Визначення прогнозу. Обширні глибокі термічні опіки становлять значну загрозу життю пацієнта. Для дорослих людей середнього віку критичним станом вважається тотальний опік I ступеня і опіки II і IIIa ступеня понад 30% поверхні тіла (хоча в даний час вдається врятувати життя і хворих з опіками до 60% поверхні тіла). Небезпечні для життя опіки ШБ і IV ступеня, що займають більше 10-15% шкірних покрівів, а також опіки обличчя, верхніх дихальних шляхів і проміжності.

Найбільш простими орієнтовними методами визначення прогнозу при опіках служать правило «сотні» і індекс Франка.

Індекс Франка отримують при додаванні площі поверхневих опіків з потроєною площею глибоких. Результат інтерпретують залежно від отриманої суми:

- До 30 - прогноз сприятливий;
- 31-60 - прогноз відносно сприятливий;
- 61-90 - прогноз сумнівний;
- 91 і більше - прогноз несприятливий.

Правило «сотні» вкладається вік хворого і відносна величина опікової поверхні (у відсотках загальної поверхні тіла). Результат інтерпретують залежно від отриманої суми:

- Менше 60 - прогноз сприятливий;
- 61-80 - прогноз відносно сприятливий;
- 81 -100 - прогноз сумнівний;
- Понад 100 - прогноз несприятливий.

Включення в формулу визначення прогнозу разом з площею ураження віку хворого свідчить про велике значення компенсаторно-приспосувальних, імунних і репаративних можливостей протягом патологічного процесу. Правило може бути застосовано тільки для дорослих.

При формулюванні діагнозу користуються формулою Джанелідзе, що відображає повну картину тяжкості термічної травми. Дана формула відображає три основні чинники тяжкості опіку:

- Ступінь (глибину) опіку;
- Площа ураження (в%);
- Локалізацію опіку.

Крім того, при складанні формулою вказують і характер пошкоджень термічного агента (полум'я, окріп та ін.)

Формула виглядає наступним чином: опік характеризують дробом, в чисельнику якого площа ураження (в дужках - площа глибоких опіків), а в знаменнику - ступінь опіку. Перед дробом вказують етіологічний фактор (термічний, хімічний або променевої опік), а після неї - основні зони ураження (голова, шия, тулуб і ін.).

Наприклад, при термічному опіку полум'ям голови, шиї і грудей II-IIIА ступеня із загальною площею опіку 20% (з них 10% - глибокий опік) діагноз за допомогою формули Джанелідзе може бути записаний так:

Термічний опік окропом 20% (10%) голови, шиї і грудей II-IIIА ст.

### **1.3 Діагностика опіків за допомогою технічних засобів.**

#### **1.3.1 Променева діагностика опіків.**

Для визначення глибини опіків можуть застосовуватися різні способи променевої діагностики.[3]

Рентгенологічний метод дослідження при опіках застосовують головним чином для діагностики уражень кісток і суглобів, а також легневих ускладнень термічної травми.

Проведення рентгенологічного дослідження при опіках в багатьох випадках буває пов'язано з певними труднощами методичного характеру, обумовленого важким загальним станом постраждалих, вираженою хворобливістю в області опікової рани (нерідко досить великою), обмеженням рухливості суглобів, а також вимушеним нижніми кінцівками і тіла потерпілих. Разом з тим навіть при глибоких опіках, обмежених по площі до 10-15% поверхні тіла, загальний стан постраждалих істотно не порушується.

Основним методом рентгенологічного дослідження є рентгенографія. Крім оглядових знімків в стандартних проекціях, необхідно вдаватися до прицільної рентгенографії з виведенням зони ураження в крайнє положення. Зйомку, як правило, здійснюють, не змінюючи положення потерпілого. При необхідності оптимальні проекції для зйомки визначають шляхом попередньої рентгеноскопії. Об'єктивні обставини нерідко змушують здійснювати рентгенографію в косих проекціях. Цінна додаткова інформація про стан кісток і м'яких тканин може бути отримана за допомогою рентгенографії з прямим багаторазовим збільшенням рентгенологічного зображення.

Рентгенологічне дослідження має бути динамічним, знімки скелета роблять з інтервалами в 15-20 днів, грудної клітки - через 10-15 днів (при наявності відповідних клінічних показань - частіше).

Аналіз результатів рентгенологічного дослідження дозволяє встановити типові рентгенологічні симптоми ураження м'яких тканин, кісток і суглобів в різні періоди опікової хвороби, а також своєчасно виявити легеневі ускладнення. Рентгенологічно виявляються зміни кісткової системи виникають головним чином при важких опіках III і IV ступеня, рідше - при опіках II ступеня і вкрай рідко - при опіках I ступеня. Вони виникають переважно в третьому і четвертому періоді опікової хвороби, т. Е. Через не менш ніж 2-3 тижні після травми, а при сучасному активному лікуванні - пізніше, т. К. Застосування антибіотиків попереджає розвиток остеомієліту і артрити, а усунення больового синдрому відсуває термін розвитку остеопорозу.

### **1.3.2 Магнітно-резонансна діагностика опіків.**

У зарубіжних авторів є дані про застосування магнітно-резонансної томографії (МРТ) в діагностиці проявів ушкоджень шкіри і м'яких тканин. При

використанні спін-ехо (SE) і швидкого спін-ехо (FSE) на 1,5 Тл МР-томографі можливо раннє визначення прихованого пошкодження тканин, зон набряку і некрозу у пацієнтів з високовольтними електричними опіками, вичерпну інформацію можна знайти в [4] .

### **1.3.3 Ультразвукова діагностика опіків.**

Ультразвукову діагностику почали широко застосовувати в різних областях медицини з 1970-х років. Спочатку використовувалася експериментальна модель на тваринах з ціллю розмежувати некротичні зміни і неуражені тканини. В подальшому було запропоновано відтворити дослідження на людині, отримано позитивний прогностичний результат загоєння опікових ран. Однак в подальшому дослідники не отримали чіткої кореляції при ультрасонографії датчиком частотою 5 МГц. Імовірно, причиною послужила різна температура денатурації колагену і клітин епідермісу ( $65^{\circ}\text{C}$  і  $47^{\circ}\text{C}$  відповідно), що може призвести до неточної діагностики глибини опікового ураження [5].

В даний час ультразвукове дослідження тканин верхніх кінцівок при різній патології широко поширене і доступно: є можливість оцінити стан шкіри і підшкірної жирової клітковини, артерій і вен, нервів, суглобів [6].

З появою високочастотних датчиків (до 18,5 МГц) при обстеженні пацієнтів із захворюваннями шкіри (псоріаз, меланома) дослідники не відзначили кореляції між ультразвуковою та гістологічною картиною [7]. Існують роботи, в яких описані гістологічно підтверджені ультразвукові ознаки опікового ураження шкіри на різній глибині в перші 6 годин після термічного ураження [8].

Деякі автори рекомендують проводити ультразвукове дослідження сегментів кінцівок при електричних опіках вище місця ураження з метою виявлення набряку м'язів і визначення показань до їх декомпресії [9].

Зарубіжні автори вказують на можливість застосування доплерівського дослідження тканин під струпом з метою виявлення ознак порушення кровообігу і розвивається тунельного синдрому при опікових ураженнях кінцівок. У доступній літературі відомостей про поширеність даного методу не зустрічалося.

Є також повідомлення про відносно високої точності дослідження рівня ураження тканин за допомогою ультразвукового сканування. Отримані результати автори порівнювали з гістологічними даними [10].

#### **1.3.4 Тепловізійна діагностика опіків.**

В діагностиці глибини опікового ураження багато дослідників схилилися до вибору тепловізійних методів. На думку С. В. Кошечкіна, СВЧ-радіотермометрії дозволяє оцінити глибину термічного пошкодження і провести диференційну діагностику IIIA, ШБ і IV ступені опіків.

Термографія, що проводиться контактним методом або за допомогою тепловізора в поєднанні з функціональними пробами, дозволяє здійснювати ранню диференційну діагностику глибоких і поверхневих опіків [11]. Однак при наявності вологого струпа або місцевої запальної реакції термографічна картина спотворена, нерідко є випадки гіпердіагностики.

У 2004 р була запропонована методика діагностики прикордонних опіків із застосуванням вазоактивного медикаментозного препарату «Альпростаділ», верифікацію діагностичної інформативності якого здійснювали за допомогою тепловізійного дослідження опікової рани і навколишнього неуразеної шкіри.



Реєстрація градієнта температур на опікової поверхні і на навколишній шкірі проводилася до і після внутрішньовенного введення зазначеного препарату в дозі 20 мкг. При зменшенні градієнта температур діагностували поверхневі опіки, а при збільшенні - глибокі [12]. На реєстрації градієнта температур заснований також принцип дії «дермального термометра», його використання дозволило визначити глибину опікового ураження на 3-5 добу після опіку [13].

Інша методика тепловізійного діагностики глибини опікової рани дозволяє в 1-2 добу після травми визначити показання до оперативного або консервативного методу лікування дітей з прикордонними опіками. Тепловізійне дослідження опікової рани з реєстрацією тепловізійного картини і оцінкою градієнта температур між здоровою шкірою та ділянками поверхні рани проводили до і після аплікації на опікову рану пов'язки, просочену озонованим фізіологічним розчином з концентрацією озону 5000 мкг / мл. Зменшення різниці температур між здоровою шкірою та опікової поверхні свідчило про поверхневому ураженні шкірного покриву, а при збільшенні градієнта - про глибоких опіках. Критерії об'єктивної діагностики глибини опікового ураження у потерпілих дитячого віку дозволили співвідносити їх до клінічної класифікації опіків, і були використані для визначення тактики лікування та вироблення показань до оперативного або консервативного методу відновлення шкірного покриву [14].

Інфрачервоне зондування дозволяє проводити диференційну діагностику глибоких і поверхневих уражень. Відомостей про поширеність цього методу в доступній літературі не зустрічається [15].

#### **1.4 Методи проведення досліджень.**

Безумовно, досягнення в розвитку технічних методів діагностики термічних уражень робить вагомий внесок в сучасну комбустіологію, серйозно

покращуючи надання медичних послуг і відкриваючи нові можливості в лікуванні. Проте для створення таких методів потрібно проводити багато досліджень перед тим як їх застосовувати на людях. При випробуванні нового методу діагностики важливо точно змодельовати опік (важливо знати точні характеристики термічного пошкодження для подальшого його порівняння з результатами діагностики) і для цього найчастіше використовують тварин. Їх в лабораторних умовах під наркозом обпікають пластинками з відомими параметрами на конкретну глибину, а потім проводять діагностику опіку та визначають його характеристики порівнюючи з вхідними даними. Такі методи моделювання термічних пошкоджень потребують додаткових часових та фінансових ресурсів, а також не є гуманними по відношенню до тварин. Тому в разі досліджень методів діагностики опіків, які засновані на теплобаченні доцільним буде розробка теплової моделі ділянки людського тіла, яка зможе імітувати термічні пошкодження різної глибини та площі, що дозволить точно відтворити опік певного степеню. Така модель доцільна лише при використанні тепловізорів для діагностики опіків.

## **Висновки**

У даному розділі було розглянуто природу опіків та їх класифікацію згідно діючої в Україні системи класифікації опіків. Проаналізовано існуючі методи діагностики, та зроблено висновок, що діагностика опіків без технічних засобів має низьку точність, швидкість постановки діагнозу та значний вплив людського фактору. Найбільшу увагу в розділі приділено методам діагностики за допомогою технічних засобів. Виявлено, що самим доцільним є метод з використанням термографічних перетворювачів, адже він є швидкодійним, точним та не несе шкоди пацієнтові.

При аналізі методів проведення досліджень для розробки технічних засобів діагностики опікових уражень було виявлено, що рівень автоматизації в цьому напрямку досить низький і більшість досліджень проводять на лабораторних тваринах, ці методи не є достатньо точними та гуманними, тому актуальність створення автоматизованої системи імітації опіків для досліджень очевидна.

## **2. Основи отримання тепловізійних зображень**

### **2.1 Закони теплового випромінювання.**

#### **2.1.1. Теплове випромінювання, чорне тіло.**

Для кращого розуміння процесів, що відбуваються при тепловізійної реєстрації температури доцільно коротко розглянути основні закони випромінювання, що випускається нагрітими тілами.[16]

Температура є кількісною мірою ступеня нагрітості тел, а з позиції термодинаміки - макроскопічної характеристикою тіл, яка визначається середньої кінетичної енергією коливання атомів, іонів і коливально - обертальних рухів молекул.

Теплове випромінювання переважно займає інфрачервоний діапазон спектру електромагнітних хвиль, в короткохвильової частини він межує з видимим діапазоном, в довгохвильової - з мікрохвильовим (рисунок 2.1).

Міжнародна комісія з освітлення рекомендує поділ інфрачервоного освітлення на 3 смуги: IR-A: 700 нм -1400 нм, IR-B: 1400 нм,-3000 нм, IR-C 3000 нм-1 мм (IR - infrared).

Також, широко використовується поділ ІК діапазону на ближній,коротко-, середньо-, довгохвильовий і дальній (рисунок 2.1).

Об'єкти, що мають температуру вище абсолютного нуля, випускають електромагнітні хвилі. З огляду на практичну недосяжність абсолютного нуля температури - будь-яке тіло випускає електромагнітне випромінювання. Випромінювання, що випускається нагрітими тілами, називається тепловим.

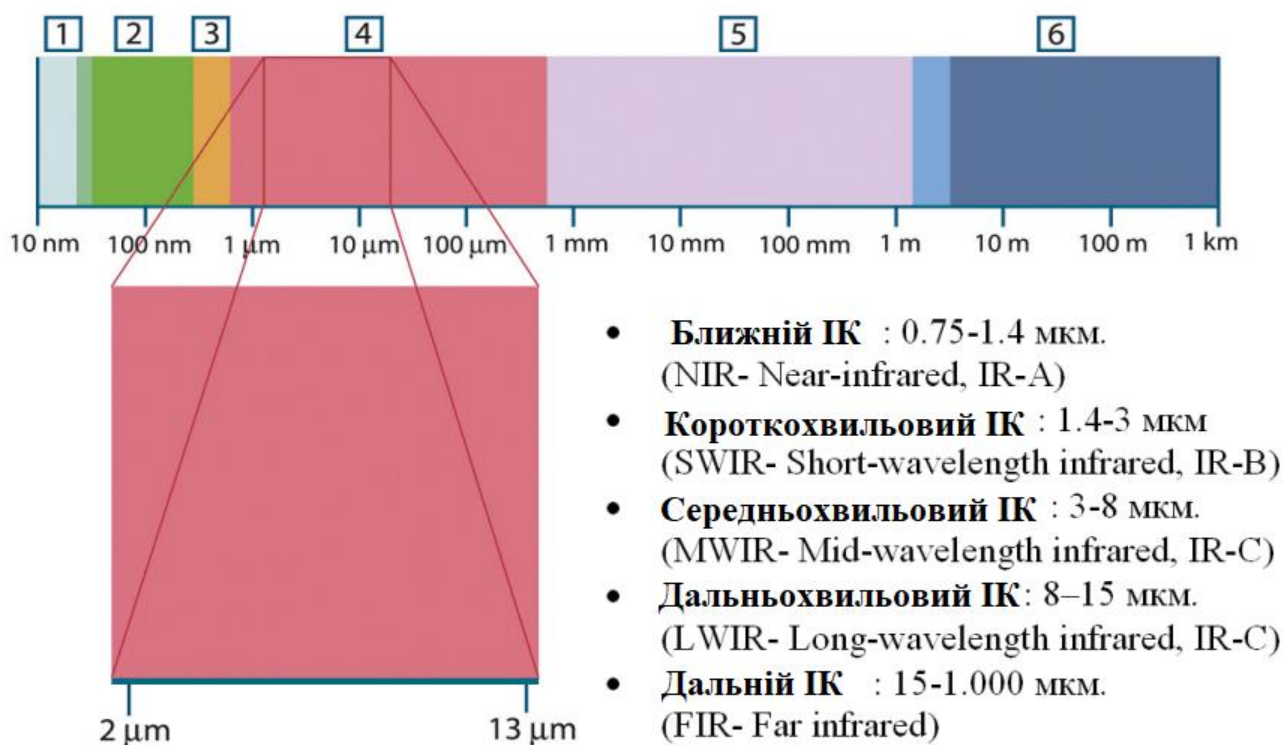


Рисунок 2.1. Спектр електромагнітного Випромінювання. 1-рентгенівське; 2-ультрафіолетове; 3-видиме; 4-інфрачервоне; 5-мікроволнове; 6-радіохвильове. Виділена ділянка 2-13 мкм - робочий діапазон для більшості тепловізорів.

Закони теплового випромінювання спочатку сформульовані для тіл званих абсолютно чорними. Чорним тілом є об'єкт, який поглинає все падаюче на нього випромінювання в усьому спектрі електромагнітних хвиль. Згідно із законом Кірхгофа тіло, здатне поглинати все падаюче електромагнітне випромінювання, в рівній мірі здатне і випускати його, отже, абсолютно чорне тіло є не тільки хорошим (ідеальним) поглиначем, а й хорошим випромінювачем. Моделлю чорного тіла може служити світлонепроникний ящик з отвором в одній з його сторін. Будь-яке входить через отвір випромінювання розсіюється і поглинається після багаторазового відбиття від внутрішніх стінок, в результаті назад з отвору може вийти нескінченно мала частина падаючого випромінювання. Ступінь

чорноти отвору в рівномірно нагрітої (езотеричні) порожнини, зробленої з непрозорого поглинає матеріалу майже дорівнює ступеня чорноти чорного тіла. Встановивши в таку ізотермічну порожнину відповідний нагрівач, отримуємо порожнинної випромінювач. Рівномірно нагріта ізотермічна порожнина створює випромінювання чорного тіла, характеристики якого визначаються виключно температурою порожнини. Такі порожнинні випромінювачі зазвичай використовуються в лабораторіях як джерела випромінювання для калібрування термографічних інструментів, таких, наприклад, як ІК - камери компанії FLIR Systems [17].

### **2.1.2. Закони теплового випромінювання для чорного тіла.**

Основними законами теплового випромінювання для абсолютно чорного тіла є закони: Планка, Вина, Стефана-Больцмана. закон Кірхгофа діє для всіх матеріальних тіл.

Наведемо кілька використовуваних далі визначень.

Спектральна випромінювальна здатність  $W_\lambda$  - потужність випромінювання одиниці площі поверхні тіла за одиницю часу в одиничному інтервалі довжин хвиль. Спектральна випромінювальна здатність характеризує розподіл потужності випромінювання по довжинах хвиль, тому іноді  $W_\lambda$  називають спектральної щільністю енергії випромінювання (В літературі зустрічаються синонімічні назви: спектральна енергетична світність, спектральна щільність потоку випромінювання, спектральна щільність енергетичної світності, що випускає здатність. При цьому можуть використовуватися різні літерні позначення  $\epsilon_\lambda$ ,  $E_\lambda$ ,  $R_\lambda$ ). Тут  $W_\lambda$  будемо називати спектральної випромінювальною здатністю тіла.

Інтегральна випромінювальна здатність  $W_T$  - потужність випромінювання одиниці площі поверхні тіла за одиницю часу у всьому інтервалі довжин хвиль від 0 до  $\infty$ .

### Формула Планка

Формула Планка описує розподіл енергії в спектрі випромінювання абсолютного чорного тіла:

$$W_{\lambda\_b}(\lambda, T) = \frac{2\pi h c^2}{\lambda^5 (e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1)} \cdot 10^{-6}, \frac{Вт}{м^2} \cdot мкм \quad (2.1)$$

де  $W_{\lambda\_b}$ - спектральна випромінювальна здатність абсолютно чорного тіла (b-black body) на довжині хвилі  $\lambda$ ,  $h$ - постійна Планка =  $6,62 \cdot 10^{-34}$  Дж  $\cdot$  с,  $k$  - постійна Больцмана =  $1,4 \cdot 10^{-23}$  Дж / К,  $c$  - швидкість світла =  $3 \cdot 10^8$  м / с,  $T$  - абсолютна температура чорного тіла,  $\lambda$  - довжина хвилі.

Криві спектральної випромінювальної здатності для різних температур (рисунку 2.2) показують, що для кожної температури є максимум на певній довжині хвилі  $\lambda_{max}$ , а при  $\lambda \rightarrow 0$  і при  $\lambda \rightarrow \infty$  спектральна випромінювальна здатність прагне до нуля. Чим вища температура, тим коротше довжина хвилі, при якій досягається максимум.

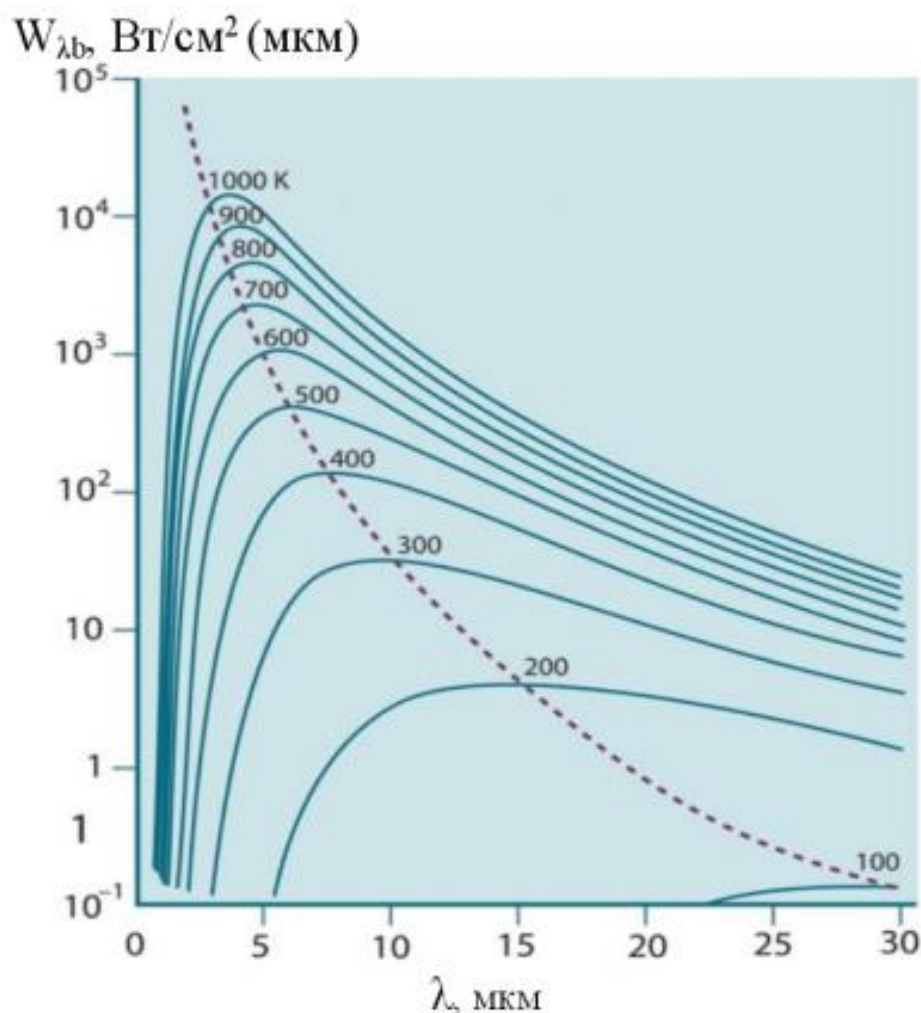


Рисунок 2.2. Сімейство залежностей спектральної випромінювальної здатності  $W_{\lambda b}$  від довжини хвилі  $\lambda$ , для різних температур (напівлогарифмічний масштаб)

### Закон Віна

Продифференціювавши формулу Планка (1) по  $\lambda$  і прирівнявши до нуля, можна отримати вираз для довжини хвилі, відповідної максимумів спектральної випромінювальної здатності при різних температурах, яка виражає закон зміщення Віна:



$$\lambda_{\max}(T) = \frac{2898}{T}, \text{ мкм} \quad (2.2)$$

Відповідно до закону зміщення Віна при підвищенні температури тіла максимум спектральної випромінювальної здатності зміщується в сторону коротких довжин хвиль. Так, тіло при кімнатній температурі 300 К має максимум спектральної випромінювальної здатності на довжині хвилі 9.7 мкм - довгохвильова інфрачервона область. Спектральна випромінювальна здатність більш гарячого тіла - Сонця (Т близько 6000К), що випромінює переважно жовте світло, досягає максимуму на довжині хвилі близько 0,5 мкм.

#### Закон Стефана-Больцмана

Інтегрування формули Планка (1) від  $\lambda = 0$  до  $\lambda = \infty$  дає вираз для інтегральної випромінювальної здатності абсолютно чорного тіла:

$$W_b(T) = \sigma T^4, \text{ Вт} \cdot \text{м}^2, \quad (2.3)$$

котрий описує закон Стефана-Больцмана: інтегральна випромінювальна здатність абсолютно чорного тіла -  $W_b$  пропорційна четвертого ступеня його абсолютної температури -  $T$ .

Величина  $\sigma = \frac{2\pi^5 k^4}{15h^3 c^2} \approx 5.6696 \cdot 10^{-8} \text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К})$  - постійна Стефана Больцмана.

Графічно величина  $W_b$  дорівнює площі під кривою в інтервалі довжин хвиль від  $\lambda = 0$  до  $\lambda = \infty$  (рис. 2.3).

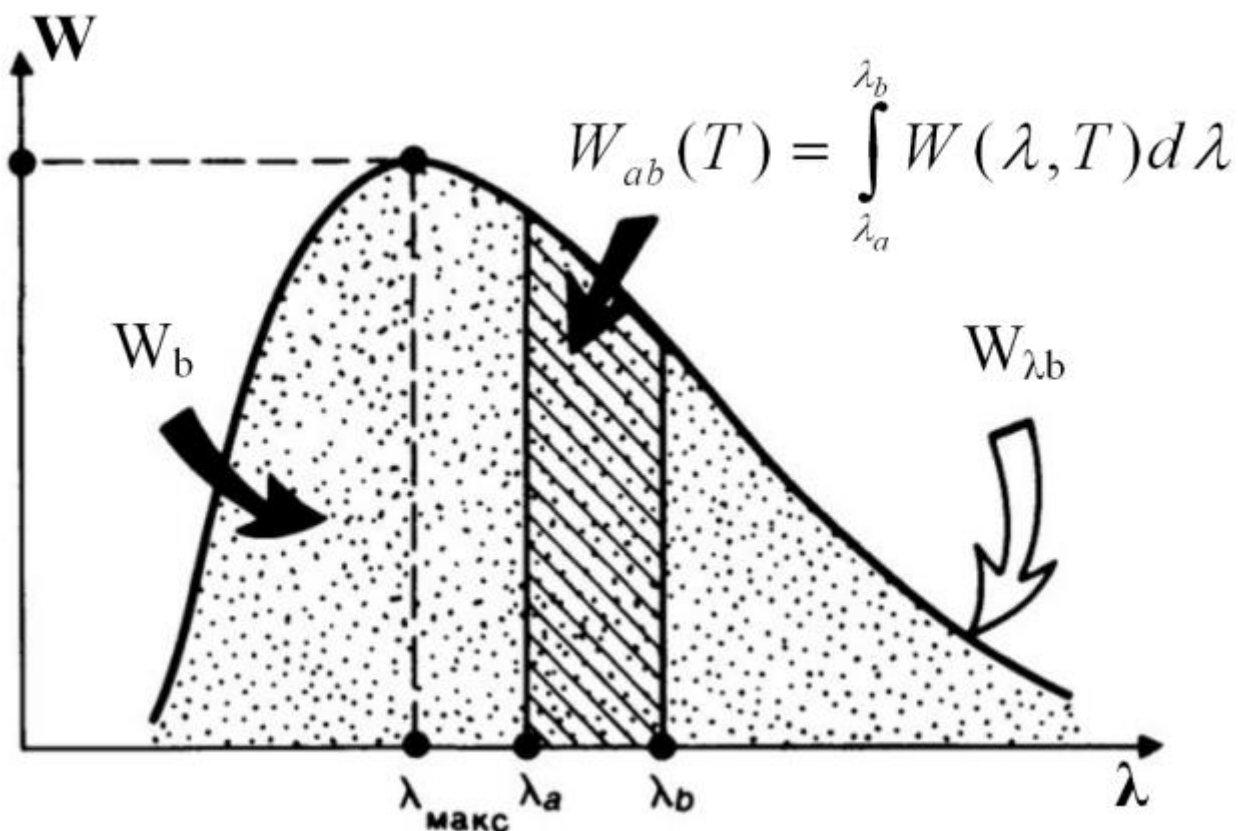


Рисунок 2.3. Графічна ілюстрація спектральної, інтегральної випромінювальної здатності та інтеграла випромінювальної здатності в спектральному інтервалі  $[\lambda_a, \lambda_b]$

### 2.1.3. Випромінювання нечорних тіл.

Звичайні тіла не є чорними, їм притаманне не повне поглинання падаючого випромінювання, тому сформульовані закони Планка і Стефана-Больцмана можуть застосовуватися до них з введенням деяких уточнень.

Нехай потужність падаючого випромінювання  $W_0$  частково відбивається від тіла -  $W_p$ , частково поглинається -  $W_a$  і частково проходить наскрізь  $W_\tau$  (Рисунок 2.4.), тоді  $W_p + W_a + W_\tau = W_0$ . Розділивши обидві частини цієї рівності на  $W_0$ , отримаємо:

$$\frac{W_{\rho}}{W_0} + \frac{W_{\alpha}}{W_0} + \frac{W_{\tau}}{W_0} = 1, \text{ або} \quad (2.4a)$$

$$\rho_{\lambda} + \alpha_{\lambda} + \tau_{\lambda} = 1 \quad (2.4b)$$

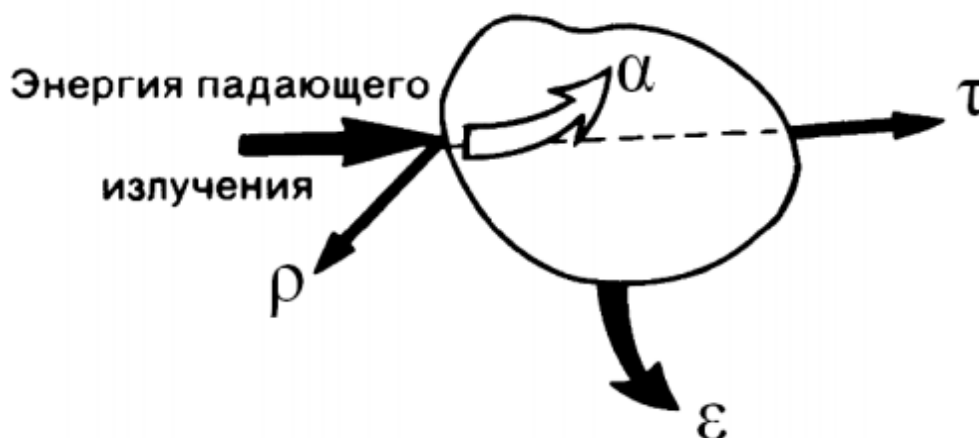


Рисунок 2.4 Процеси взаємодії об'єкта з енергією падаючого випромінювання. Умовно позначені компоненти  $\rho$  - відбитого,  $\alpha$  - поглиненого,  $\tau$  - минулого і  $\varepsilon$  - випускається випромінювання

Для опису взаємодії потужності або енергії падаючого випромінювання з об'єктом вводять три коефіцієнта (формула 4 б):

$\rho_{\lambda}(\lambda, T)$  - спектральний коефіцієнт відбиття. Знаходиться як відношення потужності, відображеної на певній довжині хвилі, до всієї падаючої потужності.

$\alpha_{\lambda}(\lambda, T)$  - спектральний коефіцієнт поглинання. Знаходиться як відношення потужності поглиненої на певній довжині хвилі до всієї падаючої потужності.

$\tau_\lambda(\lambda, T)$  - спектральний коефіцієнт пропускання. Знаходиться як відношення потужності, що пройшла крізь об'єкт на певній довжині хвилі, до всієї падаючої потужності.

Іноді  $\rho_\lambda$ ,  $\alpha_\lambda$ ,  $\tau_\lambda$  називають спектральної відбивної, поглинальної і пропускну здатність, відповідно.

Для опису частини випромінювання чорного тіла, що випускається реальними тілами, вводять спектральний коефіцієнт випромінювання -  $\epsilon_\lambda(\lambda, T)$ , який представляє відношення спектральної потужності випромінювання об'єкта до

спектральної потужності випромінювання абсолютно чорного тіла при одних і тих же температурі і довжині хвилі. Вираз для спектрального коефіцієнта випромінювання можна записати як відношення спектральної випромінювальної здатності об'єкта  $W_{\lambda\_obj}$  до спектральної випромінювальної здатності абсолютно чорного тіла  $W_{\lambda\_b}$

$$\epsilon_\lambda(\lambda, T) = \frac{W_{\lambda\_obj}(\lambda, T)}{W_{\lambda\_b}(\lambda, T)} \quad (2.5)$$

Коефіцієнт випромінювання  $\epsilon_\lambda(\lambda, T)$  характеризує тип випромінювача (рисунок 2.5), Серед, яких розрізняють:

- чорне тіло  $\epsilon_\lambda = \epsilon = 1$ ;
- сіре тіло  $\epsilon_\lambda = \epsilon = \text{const}$ ,  $\epsilon < 1$ ;
- виборчий випромінювач  $\epsilon_\lambda = f(\lambda, T)$ ,  $\epsilon_\lambda \leq 1$ .

$\epsilon$  - позначення постійного коефіцієнта випромінювання, що не залежить від довжини хвилі.

Таким чином, коефіцієнт  $\varepsilon_\lambda$  (5), приймаючи значення від 0 до 1, показує яка частка енергії чорного тіла випромінюється об'єктом на довжині хвилі  $\lambda$ , тобто  $\varepsilon_\lambda$  характеризує ступінь чорноти тіла.

Введення спектрального коефіцієнта випромінювання  $\varepsilon_\lambda$  дозволяє записати закони Планка і Стефана - Больцмана для тіл, які не є чорними. Так, для сірого тіла і виборчого випромінювача формула Планка перепишеться:

$$W_{\lambda\_gray}(\lambda, T) = \varepsilon \cdot W_{\lambda\_b}(\lambda, T), \quad (2.6a)$$

$$W_{\lambda\_sel}(\lambda, T) = \varepsilon_\lambda(\lambda, T) \cdot W_{\lambda\_b}(\lambda, T). \quad (2.6b)$$

Закон Стефана-Больцмана для сірого і виборчого випромінювача набуде вигляду:

$$W_{gray}(T) = \varepsilon \cdot W_b(T), \quad (2.7a)$$

$$W_{sel}(T) = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \varepsilon_\lambda(\lambda, T) \cdot W_{\lambda\_b}(\lambda, T) d\lambda. \quad (2.7b)$$

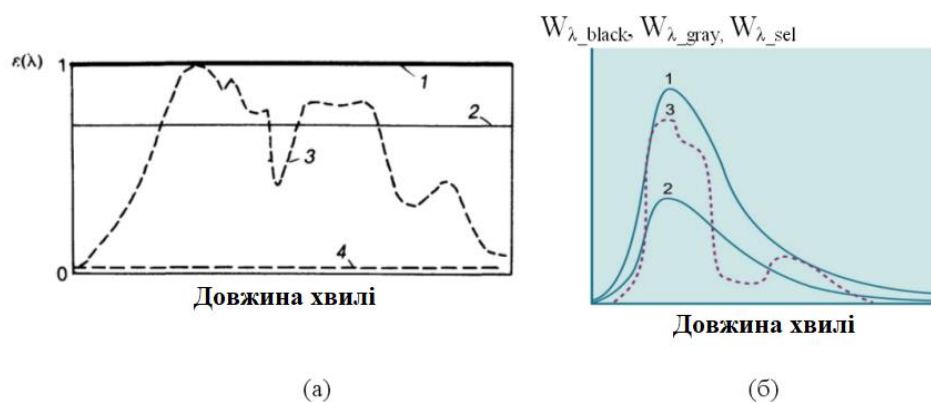


Рисунок 2.5 а - спектральні коефіцієнти випромінювання різних типів ізлучателів. 1-чорне тіло, 2-сіре тіло, 3-виборчий випромінювач, 4-дзеркало. б-

спектральна випромінювальна здатність трьох типів випромінювачів: 1 чорне тіло, 2-сіре тіло, 3 -ізбірательний випромінювач

Крім спектрального коефіцієнта випромінювання  $\varepsilon_\lambda$  використовують інтегральний коефіцієнт випромінювання  $\varepsilon_T$  (Т - від англ. Total - повний), який визначається як відношення енергії випромінювань об'єктом при температурі Т до енергії випромінювань чорним тілом при тій же температурі:

$$\varepsilon_{T,\Delta\lambda}(T) = \frac{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \varepsilon_\lambda(\lambda, T) \cdot W_{\lambda-b}(\lambda, T) d\lambda}{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} W_{\lambda-b}(\lambda, T) d\lambda} \quad (2.8)$$

Формули (2.7 б) і (2.8) можуть бути розраховані як для граничних значень  $\lambda_1 = 0$  і  $\lambda_2 = \infty$ , так і для довільної спектральної смуги  $\Delta\lambda = [\lambda_1, \lambda_2]$ . У першому випадку коефіцієнт випромінювання називається інтегральним - $\varepsilon_T$ , у другому - коефіцієнт випромінювання в обраній спектральній смузі-  $\varepsilon_{\Delta\lambda}$ .

#### 2.1.4. Закон Кірхгофа.

Введені вище поняття: спектральна випромінювальна здатність  $W_\lambda$  і коефіцієнт спектрального поглинання-  $\alpha_\lambda(\lambda, T)$  допоможуть сформулювати закон Кірхгофа для теплового випромінювання будь-яких матеріальних тіл.

Якщо помістити кілька різних тіл з нерівними температурами в відкачану адіабатичну оболонку з ідеально відображають стінками, то обмін енергією між тілами можливий тільки за рахунок випромінювання і поглинання ними електромагнітних хвиль. Випромінювання, що випускається одним тілом, може частково або повністю відбиватися, поглинатися або проходити крізь інші тіла. Температура більш нагрітих тіл при випромінюванні буде знижуватися, а

температура менш нагрітих тіл, що поглинув випромінювання, буде підвищуватися. За законами термодинаміки через деякий час всі тіла будуть мати одну і ту ж температуру, встановиться рівноважний стан між тепловим випромінюванням тіл і поглинанням ними електромагнітних хвиль.

Для цього випадку Кірхгоф сформулював один з основних законів теплового випромінювання: ставлення спектральної випромінювальної здатності об'єкта -  $W_{\lambda\_Obj}(\lambda, T)$  до спектрального коефіцієнту поглинання об'єкта -  $\alpha_{\lambda}(\lambda, T)$  не залежить від природи тіла і є універсальною функцією  $W_{\lambda\_b}(\lambda, T)$ , яка залежить тільки від температури і довжини хвилі. При цьому окремо взяті  $W_{\lambda\_Obj}$  і  $\alpha_{\lambda}$  можуть змінюватися від одного тіла до іншого, тоді як їхнє відношення універсальне:

$$\left( \frac{W_{\lambda\_Obj}(\lambda, T)}{\alpha_{\lambda}(\lambda, T)} \right)_1 = \left( \frac{W_{\lambda\_Obj}(\lambda, T)}{\alpha_{\lambda}(\lambda, T)} \right)_2 = \left( \frac{W_{\lambda\_Obj}(\lambda, T)}{\alpha_{\lambda}(\lambda, T)} \right)_3 = \dots = W_{\lambda\_b}(\lambda, T). \quad (2.9)$$

Якщо відношення  $\frac{W_{\lambda\_Obj}(\lambda, T)}{\alpha_{\lambda}(\lambda, T)}$  залежало б від природи тіла, то рівноважний випромінювання не могло б існувати там, де є різні речовини.

Із закону Кірхгофа випливає, що випромінювальна здатність тіла  $W_{\lambda\_Obj}$  тим більше, чим більше його спектральний коефіцієнт поглинання -  $\alpha_{\lambda}$ .

Також із закону Кірхгофа випливає, що будь-яке тіло при даній температурі випромінює переважно на тих довжинах хвиль, які воно при тієї ж температурі найсильніше поглинає. Іншими словами, якщо тіло є сильним поглиначем, то воно буде також хорошим випромінювачем і навпаки. Абсолютно чорне тіло поглинає все падаюче на нього випромінювання, тому його спектральний коефіцієнт поглинання  $\alpha_{\lambda} = 1$ . Для всіх інших тіл  $\alpha_{\lambda} < 1$ .

Порівнюючи формулу (2.5) і (2.9) можна бачити, що спектральний коефіцієнт випромінювання  $\epsilon_{\lambda}$  збігається зі спектральним коефіцієнтом поглинання  $\alpha_{\lambda}$

$$\varepsilon_{\lambda}(\lambda, T) = \alpha_{\lambda}(\lambda, T). \quad (2.10)$$

Для чорного тіла вони обидва дорівнюють одиниці. Рівність  $\varepsilon_{\lambda} = \alpha_{\lambda}$  відповідає закону Кірхгофа, підтверджуючи, що тіло, яке є хорошим випромінювачем, необхідно буде так само гарним поглиначем.

Розглянемо відбивну здатність непрозорих тіл. Користуючись формулою (4 б):  $\rho_{\lambda} + \alpha_{\lambda} + \tau_{\lambda} = 1$  і враховуючи, що спектральний коефіцієнт пропускання -  $\tau_{\lambda}$  для непрозорих тіл дорівнює нулю, отримаємо  $\rho_{\lambda} + \alpha_{\lambda} = 1$ , якщо  $\varepsilon_{\lambda} = \alpha_{\lambda}$ , то спектральний коефіцієнт відбиття  $\rho_{\lambda}$  запишеться:

$$\rho_{\lambda} = 1 - \varepsilon_{\lambda}. \quad (2.11)$$

Тому, чим краще тіло випромінює електромагнітні хвилі, тим гіршим відбивачем воно є і навпаки.

### 2.1.5 Визначення температури тепловізором.

Потужність або потік теплового випромінювання  $W_{\text{Obj}}$  - єдина величина, що реєструється тепловізорами, яка є функцією заздалегідь невідомих температури об'єкта -  $T$  і його коефіцієнта випромінювання -  $\varepsilon$ . Тепловізори реєструють потік теплового випромінювання не в усьому спектрі від  $\lambda_1 = 0$  до  $\lambda_2 = \infty$ , а лише в межах обмеженого спектрального діапазону, що залежить від типу детектора камери. Так тепловізори можуть реєструвати випромінювання, наприклад, в діапазонах 3-5 мкм, 7-12 мкм або 8-9 мкм. За інтегральною потужності випромінювання, яка вимірюється тепловізором в своєму спектральному діапазоні, визначається температура. Однак, для здійснення цього потрібно додатково знати коефіцієнт випромінювання об'єкта в робочому спектральному діапазоні -  $\varepsilon_{\Delta\lambda}$ , тоді може бути знайдена випромінювальна



здатність в спектральному інтервалі з формули здійснення цього потрібно додатково знати коефіцієнт випромінювання об'єкта в робочому спектральному діапазоні -  $\varepsilon_{\Delta\lambda}$ , тоді може бути знайдена випромінювальна здатність в спектральному інтервалі з формули на основі якої визначається температура:

$$W_{\text{Obj}}(T) = \varepsilon_{\Delta\lambda}(T) \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} W_{\lambda-b}(\lambda, T) d\lambda \quad (2.12)$$

Коефіцієнт випромінювання матеріалу в найпростішому випадку береться з довідкових таблиць і враховується при обробці даних і розрахунку температури об'єктів. У таблицях (табл. 2.1) для кожної речовини вказується значення коефіцієнта випромінювання, спектральний діапазон в якому він було виміряно, а також температура об'єкта при вимірюванні. Коефіцієнт випромінювання може вимірюватися окремо, наприклад, порівнянням випромінювання моделі чорного тіла з випромінюванням вимірюваного об'єкта, що знаходяться при однаковій температурі або побічно - виміром відображення від цих тіл. Для більшості температурних вимірювань передбачається однорідність коефіцієнта випромінювання по поверхні об'єкта. Внаслідок залежності температури від коефіцієнта випромінювання різні об'єкти, що знаходяться в полі зору тепловізора, навіть при однаковій температурі будуть виглядати як об'єкти з різною температурою. Коректно буде визначатися температура того об'єкта, коефіцієнт випромінювання якого враховується програмою для роботи з тепловізором.

Значення спектрального коефіцієнта випромінювання в залежності від довжини хвилі змінюються більш різко для газоподібних і рідких тіл і більш повільно для твердих тіл. Інтегральний коефіцієнт випромінювання для металів звичайно малий (табл. 2.1) і збільшується, якщо на його поверхні утворюється оксидна плівка, яка зменшує частку відбитого випромінювання. Так як освіта окисної плівки часто відбувається при нагріванні металів, то для більшості з них

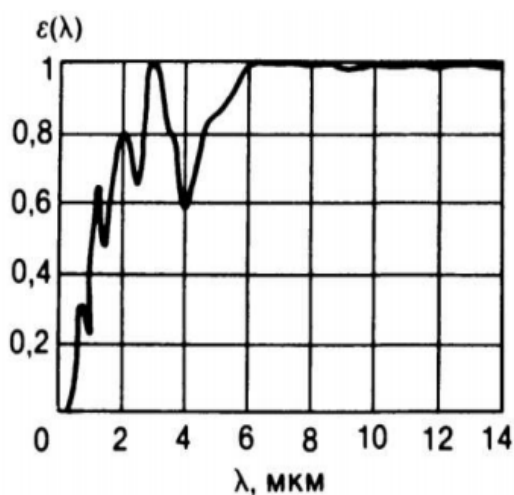
з ростом температури їх коефіцієнт випромінювання підвищується. Крім того, хороша відбивна здатність властива металам з високою електричну провідність, при тепловому збудженні решітки металу його провідність буде падати, коефіцієнт відображення зменшуватися, а коефіцієнт випромінювання рости.

Таблиця 2.1. Інтегральний коефіцієнт випромінювання різних металів.

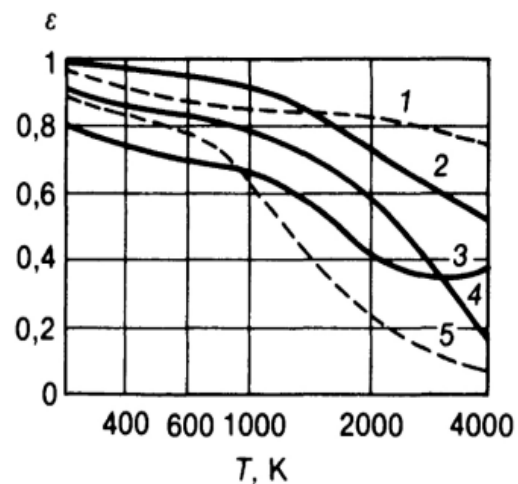
Матеріал	T, С°	Інтегральний коефіцієнт излучения по нормали
Полированный алюминий	0	0,03
Полированный алюминий	100	0,05
Анодированный алюминий	100	0,55
Полированное золото	100	0,02
Полированное железо	40	0,21
Окисленное железо	100	0,64
Полированная сталь	100	0,07
Окисленная сталь (до 800 °С)	100	0,79
Черная сажа	20	0,95
Белая бумага	20	0,93
Дерево	20	0,90
Полированное стекло	20	0,94
Человеческая кожа	32	0,98
Вода	1	0,92
Снег	0	0,80

З формули (2.11), видно, що метали з малим коефіцієнтом випромінювання матимуть гарну відбивну здатність і назад – чим гірше відбивні властивості металу, тим кращим тепловим випромінювачем він буде, що справедливо для будь-якого іншого речовини. У загальному випадку, здатність будь-якого об'єкта випускати теплове випромінювання в більшою мірою залежить від стану його поверхні, ніж від матеріалу об'єкта.

Для діелектриків спектральний коефіцієнт випромінювання збільшується з ростом довжини хвилі. Наприклад, коефіцієнт випромінювання людської шкіри у видимій області близький до нуля, в інфрачервоній області вище 6 мкм  $\varepsilon_\lambda$  близький до одиниці, тобто в цьому діапазоні випромінювальні властивості шкіри близькі до властивостей чорного тіла (рисунок 2.6 а).



а



б

Рисунок 2.6 а - спектральний коефіцієнт випромінювання  $\varepsilon_\lambda(\lambda)$  людської шкіри, б - інтегральний коефіцієнт випромінювання  $\varepsilon_T(\lambda)$  деяких діелектриків: 1 - каучук, 2- фарфор, 3 - пробка, 4 - папір, 5 - вогнетривка глина

Згідно із законом Віна при підвищенні температури спектр випромінювання зміщується в короткохвильову область, це призводить до перерозподілу енергії в спектрі і чинить додатковий вплив на температурну залежність спектрального коефіцієнта випромінювання. Для багатьох діелектриків з підвищенням температури спостерігається зменшення інтегрального коефіцієнта випромінювання (рисунок 2.6 б).

### 2.1.6 Закон Ламберта. Вплив кута спостереження на коефіцієнт випромінювання.

Вимірювання потоку теплового випромінювання може проводитись під різними кутами по відношенню до нормалі поверхні об'єкту. Якщо об'єкт підкоряється закону Ламберта, то інтенсивність его випромінювання по напрямку  $I_\theta$  задається кутом  $\theta$ , пов'язана з інтенсивністю в напрямку нормалі  $I_0$ , співвідношенням:

$$I_\theta(\theta) = I_0 \cdot \cos \theta \quad (2.13)$$

Закон Ламберта також називається косинусним, а підкоряються йому тіла - косинусними випромінювачами. Для косинусних випромінювачів яскравість плоского об'єкта для будь-якого кута спостереження залишається постійною, так як зменшення інтенсивності випромінювання  $I_\theta$  при збільшенні кута  $\theta$  компенсується збільшенням спостерігається площі (рисунок 2.7.). При збереженні кута огляду  $\varphi$  площа спостерігається поверхні  $b > a$ , отже, в порівнянні з  $a$  поверхня розміру  $b$  буде містити більшу кількість випромінювачів, але яскравість кожного джерела буде менше.

Елемент  $dS$  поверхні об'єкта  $S$  (рисунок 2.7) Випромінює в тілесний кут  $d\Omega$  в напрямку перпендикулярному поверхні потік  $I_0$ . При відхиленні напрямку від перпендикулярного на кут  $\theta$  для Ламбертівського випромінювача потік буде дорівнює  $I_0 \cdot \cos(\theta)$ .

Це означає, що визначення температури тепловізором за виміряним потоком випромінювання від косинусного джерела не буде залежати від кута спостереження. Однак, закон Ламберта строго справедливий лише для абсолютно чорного тіла. Близькими до косинусних є джерела з сильно матованою поверхнею і каламутні середовища.

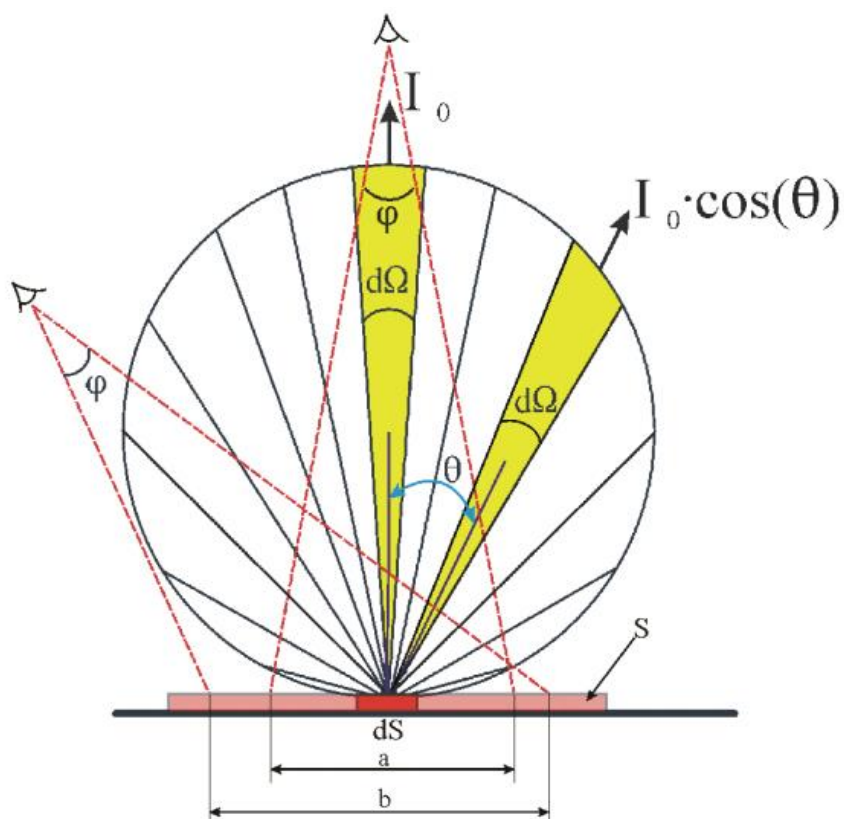


Рисунок 2.7. Розподіл інтенсивності випромінювання джерела, що підкоряється закону Ламберта

Відхилення реальних випромінюючих об'єктів від закону Ламберта призводить до залежності коефіцієнт випромінювання від кута спостереження (рисунок 2.8).

На рисунку 2.8 видно, що значення коефіцієнтів випромінювання сильно змінюються при великих кутах. Для кутів спостереження, що не перевищують  $55^\circ$ , більшість об'єктів є ламбертівськими (косинусними) джерелами випромінювання.

Зміна коефіцієнта випромінювання буде також спостерігатися для об'єкта, який має істотну кривизну поверхні.

Визначення температур речовин з малими коефіцієнтами випромінювання не може, по-перше, через високу відбивну здатність і виникає звідси труднощі відділення власного випромінювання об'єкта від відбитого випромінювання фону, по-друге, через слабе власного випромінювання самого об'єкта. Вимірювання температур об'єктів з малим коефіцієнтом випромінювання можуть проводитися при температурах значно більших фонових температур, що знизить відносний енергетичний внесок фонового випромінювання і дозволить отримати більш коректні температурні дані. Іншим шляхом температурних вимірювань таких тіл є чорніння, матування або окислення поверхонь з метою збільшення коефіцієнта випромінювання.

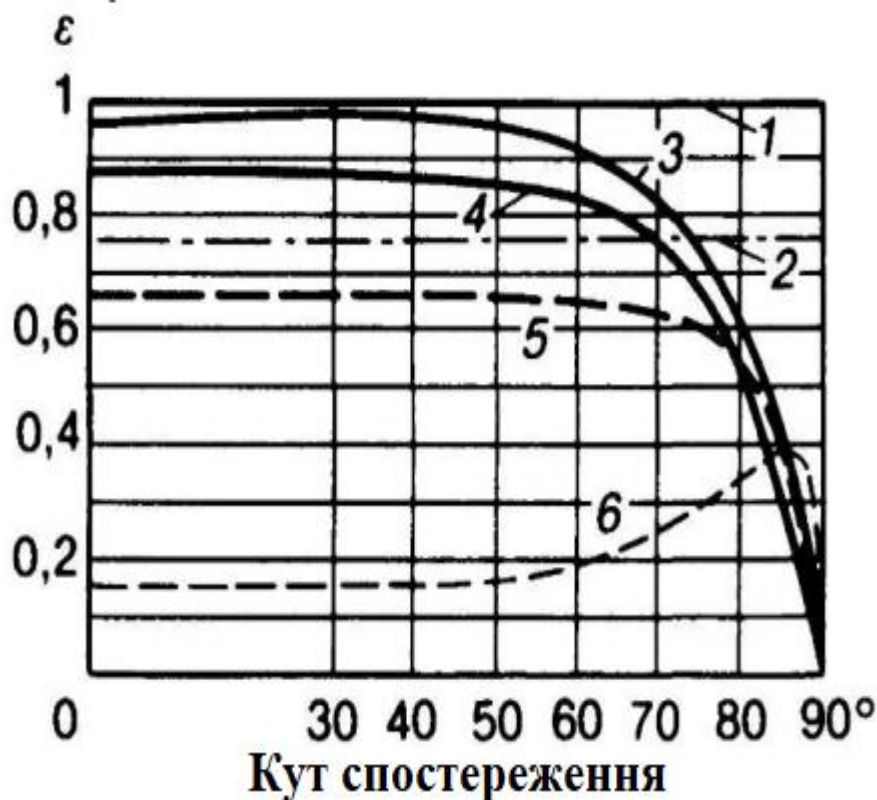


Рисунок 2.8 Залежність інтегрального коефіцієнта випромінювання від кута спостереження: 1 - чорне тіло, 2 - сіре тіло, 3-5 - діелектрики, 6-метал

## **2.2 Сучасні тепловізори.**

### **2.2.1. Види сучасних тепловізорів.**

Принцип дії тепловізійних приладів заснований на перетворенні теплового випромінювання об'єктів у видиме зображення, що виводиться на монітор. Теплове випромінювання, що реєструється тепловізором, лежить в інфрачервоному діапазоні довжин хвиль. Будь-яке тіло з температурою вище  $0^{\circ}\text{K}$  випромінює електромагнітні хвилі ІК - діапазону, тому для тепловізора будь-який досліджуваний об'єкт буде випромінювачем, що відрізняє тепловізор від приладів видимого діапазону, які сприймають об'єкти, що випромінюють у видимому діапазоні або відображають зовнішнє видиме випромінювання.

Одним з головних умов формування інфрачервоного зображення об'єкта є наявність температурного контрасту або контрасту коефіцієнтів випромінювання між об'єктом і фоном, а в межах контуру об'єкта - між його окремими елементами. Сучасні тепловізійні прилади здатні сприймати температурні контрасти на рівні  $0,01^{\circ}\text{K}$ . Більшість тепловізорів працюють в діапазонах 3-5 мкм і 8-14 мкм, які відповідають вікнам прозорості атмосфери в інфрачервоній області (рисунок 2.9). Особливості різних поколінь тепловізійних приладів наведені в табл.2.2.

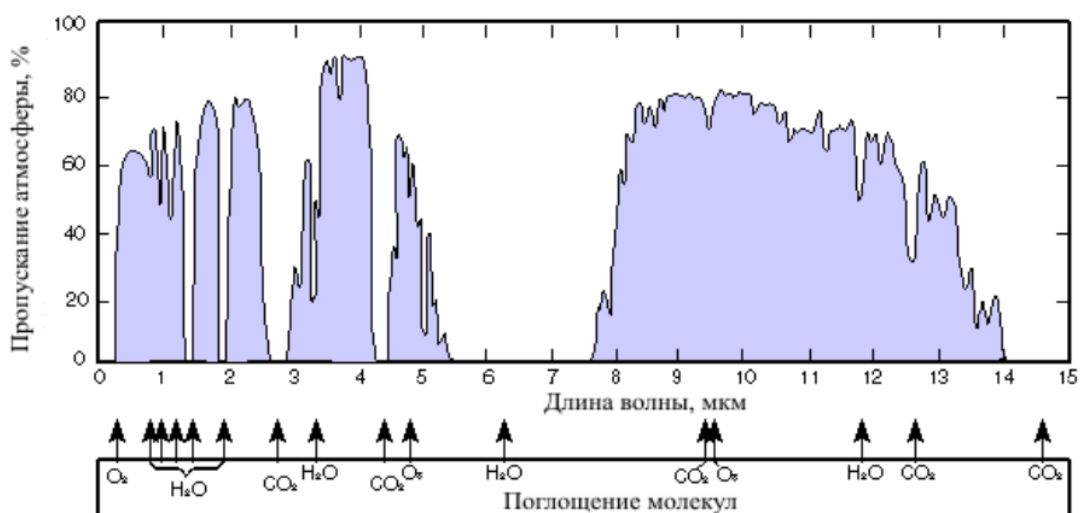


Рисунок 2.9. Пропускання атмосфери в ІК діапазоні

Таблиця 2. Покоління тепловізійних приладів.

Покоління тепловізійних приладів	Система розгортки зображення	Приймач випромінювання
Нульове	Двомірна оптико-механічна	Одинарний приймач випромінювання
Перше	Одномірна оптико-механічна	Одномірна лінійка фотоприймачів
Друге	Одномірна оптико-механічна	Матриці фотоприймачів у вигляді 2-6 лінійок
Третє	Без використання оптико-механічних систем розгортки зображення	Фокально-площинні матриці фотоелементів (FPA – Focal Plane Array)

### 2.2.2. Будова Сучасних тепловізорів.



Тепловізори третього покоління називають матричними, їх основні переваги: відсутність оптико-механічного розгорнення зображення і відповідно малі маса, габарити і енергоспоживання, безшумна робота, високе відношення сигнал / шум і якість зображення, широкий динамічний діапазон, можливість зв'язку з сучасними комп'ютерами, відео - і ТБ-апаратурою, цифрова обробка зображення в реальному масштабі часу.

Блок-схема тепловізійного приладу третього покоління представлена на рисунку 2.10. Наявність елементів 3 і 13 необов'язково і залежить від типу приладу. Неоднорідності сигналів елементарних фотоприймачів матриці попередньо коригуються в аналоговій формі, перетворюються в цифрову і коригуються з використанням даних, отриманих в процесі калібрування. Далі сигнали виправляються (можливо віднімання непрацюючих елементів матриці з їх заповненням) і направляються в блок формування зображення 10. На його виході інформація видається або в якості відеосигналу, що направляється на ТБ-монітор, або в цифровій формі для передачі в персональний комп'ютер.

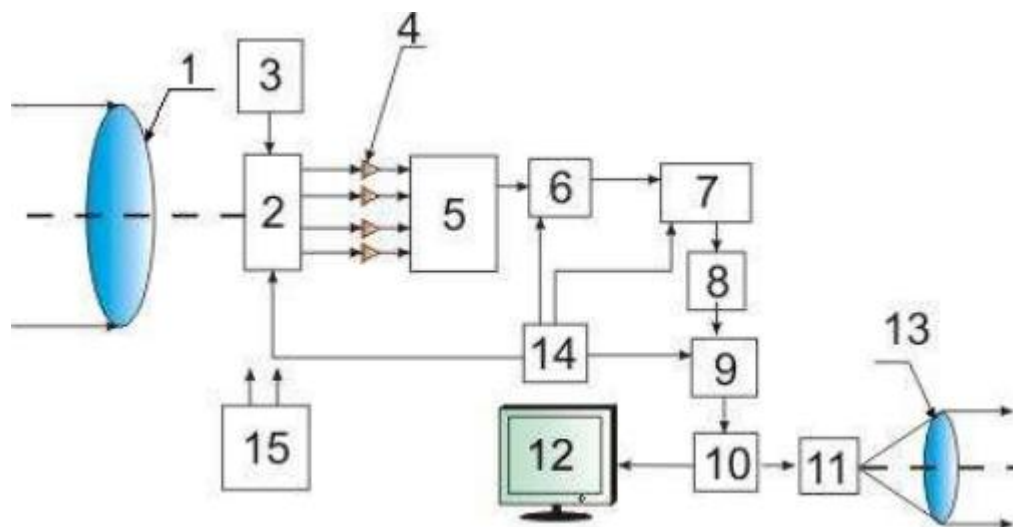


Рисунок 2.10 Блок-схема тепловізійного приладу третього покоління. 1-ІК-об'єктив, 2 – матриця ІК-фотоприймачів, 3 - блок охолодження або

термостабілізації матриці, 4 - попередні, 5 - мультиплексор, 6 - аналоговий коректор неоднорідності сигналів, 7 - аналого-цифровий перетворювач, 8 - цифровий коректор неоднорідності сигналів, 9 - коректор непрацюючих елементарних фотоприймачів матриці, 10 - блок формування зображення з мікропроцесорною обробкою відеосигналу, 11 - цифровий вихід для підключення до персонального комп'ютера, 12 - ТВ-монітор, 13 - окулярна система, 14 - тактовий генератор, 15 – первинний джерело живлення (акумуляторна батарея)

### **2.2.3 Матеріали, типи та характеристики приймачів ІК-випромінювання.**

Фокально-площинні матриці ІК-фотоприймачів можуть бути виконані на основі різних матеріалів, що визначають такі характеристики тепловізорів як робочий спектральний діапазон, температурну чутливість, необхідність охолодження матриці і швидкодію системи. Можна виділити два основних типи приймачів ІЧ випромінювання: приймачі фотонного типу, і теплові приймачі. До тепловим приймачів відносяться мікроболометричних і піроелектричні приймачі. У таблиці 3 представлені матеріали, на основі яких створюються ІК-приймачі різних типів.

Таблиця 3. Матеріали матриць ІК-приймачів різних видів.

№	Тип приймачів ІК-випромінювання	Матеріал матриці фотоприймачів, робоча область спектру
1	Фотонні	1.Халькогенід свинцю (PbS, PbSe), 1.5-6 мкм. 2.Соединення кадмій-ртуть-телур- HgCdTe <sub>2</sub> (КРТ), 1-20 мкм 3.Антимонід індію (InSb), 3-5 мкм

		4.Сіліцид платини, структури на бар'єрі Шоттки (PtSi), 1-5 мкм 5.Прімесний кремній (Si: x) і германій (Ge: x) 6.Многослойные структури з квантовими ямами на базі GaAs / AlGaAs (QWIP детектори), 8-12 мкм
2.1	Теплові мікроболометричні	Модифікації оксидів ванадію VxOx, 8-14 мкм Полікристалічний і аморфний кремній, 8-14 мкм
2.2	Теплові піроелектричні	Цирконат свинцю 8–12 мкм Ніобат і титанат барію-стронцію 8–12 мкм Тригліцинсульфата 8–12 мкм Полімери вініленфторида 8–12 мкм

За типом побудови матриць фотонні і теплові мікроболометричних приймачі можуть створюватися на базі комплементарних металооксидних напівпровідників - КМОП матриці. Фотонні приймачі також можуть створюватися на базі приладів із зарядним зв'язком - ПЗС матриці. Зовнішній вигляд типової ІК-матриці, що охолоджує елемента і електронного блоку показані на рисунку 2.11

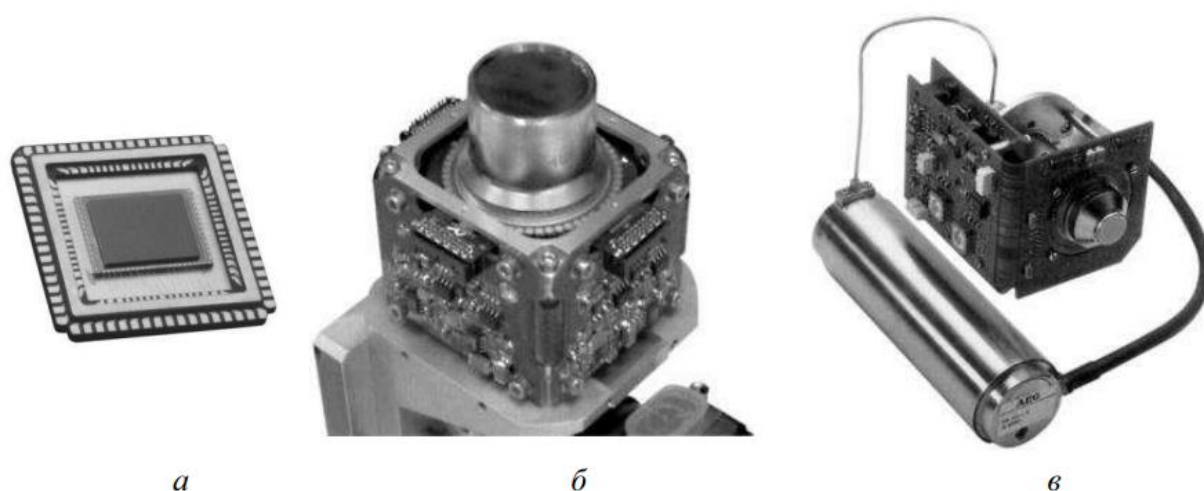


Рисунок 2.11. а - зовнішній вигляд ІК матриці, б - ІК матриця з захисним вікном з германію в обрамленні електронних плат, в- приймальний модуль, що

містить ІК матрицю, охолоджувач і електронний блок, до складу якого буферний підсилювач і аналого-цифровий перетворювач

### *Фотонні приймачі*

Принцип роботи фотонних приймачів заснований на явищі фотопровідності і фотоелектричні ефекті (photovoltaic detector). Явище фотопровідності полягає в збільшенні провідності кристала при поглинанні електронами енергії падаючого випромінювання. Фотон випромінювання з енергією  $E_f = h\nu$  може бути поглинений електроном кристала з енергією  $E_e$  якщо існує дозволений енергетичний рівень  $E = E_e + E_f$ . Зміна електричної провідності виявляють, пропускаючи через матеріал струм від зовнішнього джерела.

Фотоелектричний ефект полягає у виникненні струму в зовнішньому ланцюзі при поглинанні фотонів падаючого випромінювання напівпровідникової структурою з p-n переходом.

Поглинання фотона, наприклад, в n області призведе до утворення електронно-діркової пари, дірки з n області під дією електричного поля p-n переходу будуть захоплюватися в p область, створюючи фотострум. Прикладаючи зворотна напруга до p-n переходу, отримаємо режим фотодіода. Фотоелектричний ефект використовується в приймачах на основі арсеніду індію InAs, антимоніду індію InSb, і з'єднання телурид кадмію - телурид ртуті HgCdTe (KPT).

У 90-ті роки XX століття з'явилися тепловізійні прилади на QWIP-матрицях з високою технологічністю, відтворюваністю, однорідністю параметрів за елементами (QWIP-Quantum Well Infrared Photodetectors - ІК-детектори з квантовими ямами (well з англ. - колодязь)). QWIP детектори складаються з чергуються шарів широкозонного і вузькозонних напівпровідникових матеріалів. Такі чергуються шари отримують один за іншим, використовуючи надвисоку

вакуумну технологію, таку як молекулярно-променева епітаксія. Чергуються шари з широкою і вузькою забороненою зоною формують квантові ями, утворюючи зв'язуючі стани електронів або дірок в зоні провідності. зони провідності QWIP структур утворені бар'єрами з широкозонного  $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{As}$  і ямами з вузькозонних арсеніду галію GaAs (рис. 12 А). енергія зв'язку електрона в ямі може регулюватися зміною ширини ями, висота бар'єру регулюється складом  $x$  з'єднання  $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{As}$ . При подачі напруги зміщення, порушені фотонами електрони з GaAs ям передаються і детектуються як фотострум.

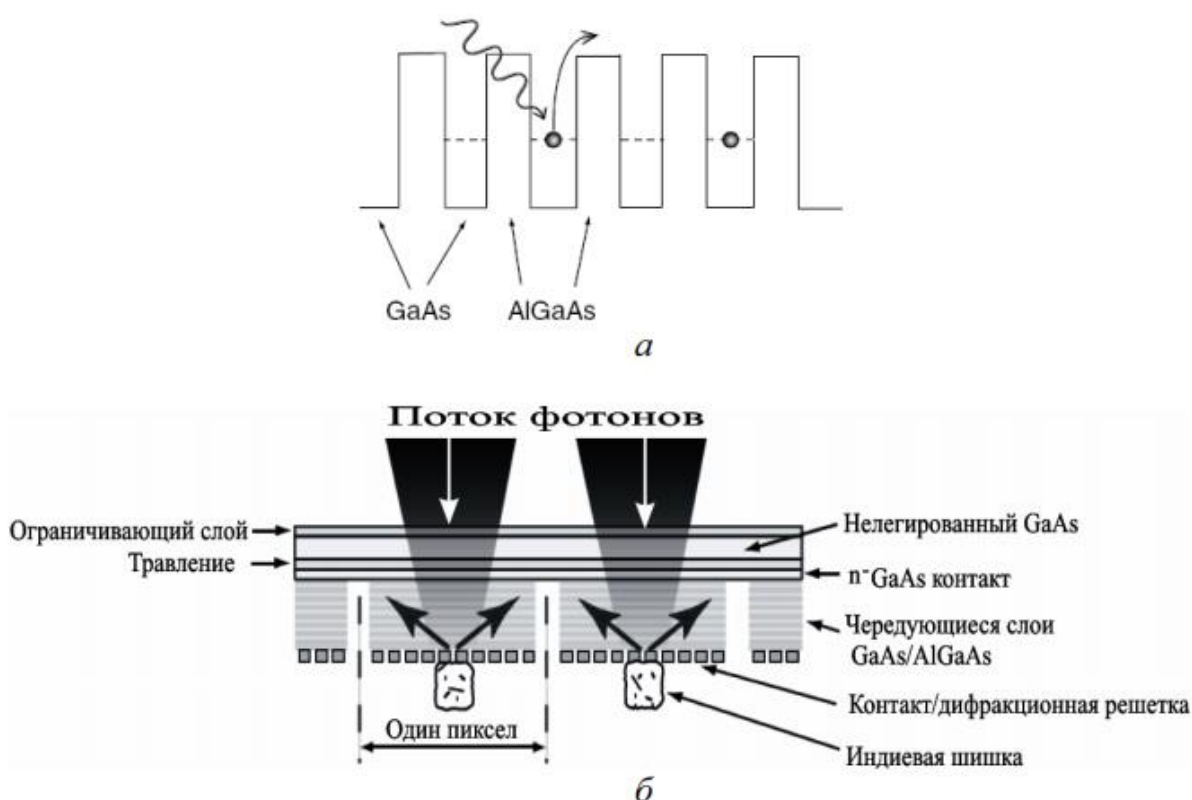


Рисунок 2.12 Структура з квантовими ямами, утворена вузькозонних GaAs і широкозонного  $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{As}$  -а, QWIP структура –б

На малюнку 2.12 б зображена структура QWIP детектора, в якій чергуються шари GaAs і AlGaAs розташовуються горизонтально. для фотозбудження

електронів необхідно, щоб електричний вектор розташовувався перпендикулярно квантовій ямі (рисунк 2.12 а). Якщо розглядати структуру QWIP детектора (рисунк 2.12 б), то видно, що падаючий потік фотонів спрямований поперек, а електричний вектор уздовж квантових ям, тому для ініціалізації процесу поглинання фотонів використовують металеву двомірну дифракційну решітку, що розсіює потік фотонів під кутом  $45^\circ$ . Купуючи горизонтальну компоненту, потік фотонів, відбитий від дифракційної решітки генерує носії заряду. При подачі негативної напруги зміщення на n - GaAs контакт потік електронів спрямовується до шишки з індію, яка контактує з системою зчитування сигналу. Таким чином, початковий потік фотонів перетворюється в електричний сигнал. при формуванні QWIP структури нелегований шар GaAs піддається поліруванню з тильного боку і використовується для зворотного відображення потоку непоглинутих фотонів, що виходять зі структури. QWIP-детектори мають порівняно низький квантовий вихід (менше 10%), тому вимагають більшого часу накопичення сигналу ніж пристрою на InSb і HgCdTe (квантовий вихід близько 90%). Однак, вид спектральної характеристики QWIP детекторів може гнучко налаштовуватися зміною ширини і висоти квантових ям, утворених шарами GaAs і AlGaAs [18]. Для забезпечення високої температурної чутливості робочий спектральний діапазон ІЧ - детектора налаштовують так, щоб він знаходився в області максимумів випромінювальної здатності досліджуваних об'єктів.

Серед характеристик ІК приймачів основними є:

- температурна чутливість NETD (Noise Equivalent Temperature Difference - різниця температур еквівалентна шуму);
- кількість пікселів, що становлять матрицю;
- швидкість отримання зображення;
- необхідність охолодження матриці.

У кращих QWIP приладів NETD нижче 10 мк, типових - 20 мк, середніх - 35 мк. QWIP детектори випускаються з форматами матриць 256x256, 320x240, 320x256, 640x512. Для приладів на основі КРТ приймачів чутливість NETD: для кращих моделей - 10 мк, типових - 15 мк, середніх - 20 мк; дозвіл приймальні матриці до 640x480 пікселів. Для роботи в довгохвильовому ІК діапазоні (LWIR) потрібне охолодження до 80 К, для роботи в середньохвильовому ІК діапазоні (MWIR) - охолодження до 120 К. Частота оновлення інформації на матрицях з HgCdTe або InSb зазвичай лежить в межах від 100 до 400 Гц, для приладів на основі діодів Шоттки (PtSi / Si) ця частота знаходиться в діапазоні 25 - 100 Гц, для приладів на основі QWIP детекторів при повній роздільній здатності на рівні 50-250 Гц.

Для роботи приладів на фотонних приймачах потрібне глибоке кріогенне охолодження. Всі об'єкти в інфрачервоній області спектра є «самосяючими», якщо їх температура вища за абсолютний нуль, тому самі приймачі ПЧ випромінювання можуть «світитися» в діапазоні їх чутливості (3-5 і 8-14 мкм). При цьому дуже важко виявити слабке випромінювання яке надходить ззовні. Для підвищення пошукової здатності потрібно погасити власне випромінювання чутливого елемента і прилеглих до нього діафрагм і інших елементів приладу. Це досягається охолодженням приймача до температур, при яких шум власного випромінювання (темновий струм) стає дуже незначним [19]. Крім цього, охолодження приймача запобігає надмірний нагрів чутливих елементів з малою теплоємністю і забезпечує стабільність функціональних властивостей напівпровідникових елементів.

Для глибокого (криогенного) охолодження матриці ( $T = 75 - 80$  К) використовується рідкий азот або газова холодильна машина, яка працює по замкнутому циклу Спліт-Стірлінга. Для неглибокого охолодження ( $T = 150 - 250$

К) або термостабілізації роботи неохолоджуваної матриці використовується система термоелектричного охолодження на елементах Пельтьє.

Холодильні машини, що працюють по замкнутому циклу Спліта-Стірлінга, мають малі енергоспоживання і габарити, що дозволяє розміщувати охолоджуючий елемент в корпусі камери. Охолодження до робочої температури відбувається за 5-8 хвилин, на що витрачається потужність близько 3 Вт. Розглянемо принцип охолодження по замкнутому циклу Стірлінга. Замкнутий цикл Стірлінга заснований на процесі регенерації при постійному обсязі; фази стиснення і розширення є ізотермічними. Два поршня двигуна працюють в двох циліндрах, з'єднаних регенератором (рисунку 2.13).

Цикл має 4 фази:

- а) стиснення газу при постійній температурі  $T_1$  в камері А;
- б) перехід газу при постійному обсязі в камеру В через регенератор, в якому газ віддає тепло і охолоджується до температури  $T_2$ ;
- в) розширення газу при температурі  $T_2$  в камері В з поглинанням тепла з середовища;
- г) повернення газу в камеру А. Витісняється поршнем камери В при проходженні через регенератор газ відбирає тепло. поглинання тепла від навколишнього середовища (чутливого елемента приймача) відбувається за допомогою теплового контакту з металевим стрижнем, що знаходиться в посудині Дьюара.



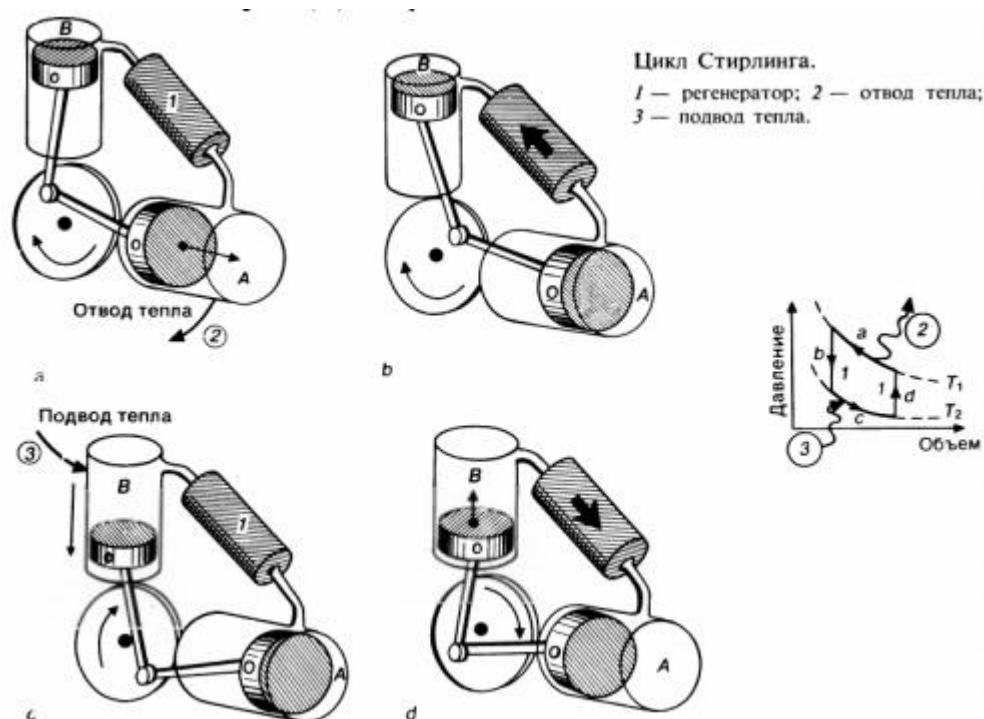


Рисунок 2.13. Принцип роботи охолоджувальних машин на основі замкнутого циклу Стирлінга

Таким чином, цикл Стирлінга складається з двох ізотермічних і двох ізохорних процесів.

#### *Мікроболометричні приймачі*

Дія мікроболометричних детекторів заснована на зміні опору матеріалу при зміні його температури. Як матеріали можуть використовуватися як метали, так і напівпровідники (термістори). Чутливість різних мікроболометрів можна порівнювати за значенням коефіцієнта  $\alpha = \frac{1}{R_d} \frac{dR}{dT}$ , де  $R_d$  - опір мікроболометричних елемента,  $dR / dT$  - зміна опору на одиницю зміни температури.

Температурна чутливість приладів на основі мікроболометрів NETD має значення від 400 мк до 20 мк. Формат матриці 320x240, 640x480 пікселів з кроком 28 мкм. Мікроболометричні приймачі мають теплової інерційністю, так як

вимір потоку ІЧ випромінювання виконується після накопичення теплового сигналу, і для послідовної реєстрації декількох кадрів необхідна модуляція зовнішнього потоку випромінювання. Для мікроболометричних приймачів частота оновлення інформації на екрані не перевищує 50 Гц.

### *Піроелектричні приймачі*

Чутливим елементом піроелектричних приймачів є кристалічні пластини на поверхні яких під дією ІЧ випромінювання утворюються заряди. Зміна температури  $dT$  кристала в результаті поглинання випромінювання за час  $dt$  супроводжується зміною поляризації зарядів  $dq$ , тому піроелектричний приймач дає сигнал пропорційний  $dq / dT$ , і не може використовуватися для реєстрації постійно не модульованого потоку випромінювання. Для цілей модуляції вхідного потоку випромінювання використовують механічні модулятори (шторки). Піроелектричні приймачі не вимагають охолодження. Температурна чутливість NETD для кращих зразків 80 мк, типово 100 - 150 мк. Використовується формати матриць 320x240, 640x512 пікселів.

Сучасні тепловізійні методи поряд з використанням удосконалюються детекторів і електроніки відрізняється широкими можливостями програмної обробки термограм.

### **Висновки**

В цьому розділі розглянуто та проаналізовано основні закони теплового випромінювання. Розглянуто види тепловізорів, їх властивості та способи визначення температури за допомогою них. Ці знання дозволяють сформулювати основні вимоги та сформулювати концепцію автоматизованої системи імітації опікових уражень для термографічних преретворювачів. Поверхня імітаційної поверхні має мати рівномірний розподіл тепла при імітації здорової ділянки тіла

та має відтворювати перепади температур в певних областях при імітації опіку відповідного степеню.

### 3. Система імітації параметрів опікових уражень

#### 3.1 Будова та принцип роботи системи

У цьому розділі розроблено систему для імітації теплової картини опіку, експериментальні дані отримані в результаті роботи з системою (теплові картини опіків з їх точними параметрами) мають використовуватися для навчання нейромережі на основі якої буде створено програмне забезпечення для аналізу тепловізійних знімків справжніх опіків у пацієнті, що дозволить лікарям точніше і швидше ставити діагноз.

Опираючись на інформацію з попередніх розділів, було прийнято рішення розробляти автоматизовану систему імітації опікових уражень, яка матиме наступний вигляд (рисунок 3.1).

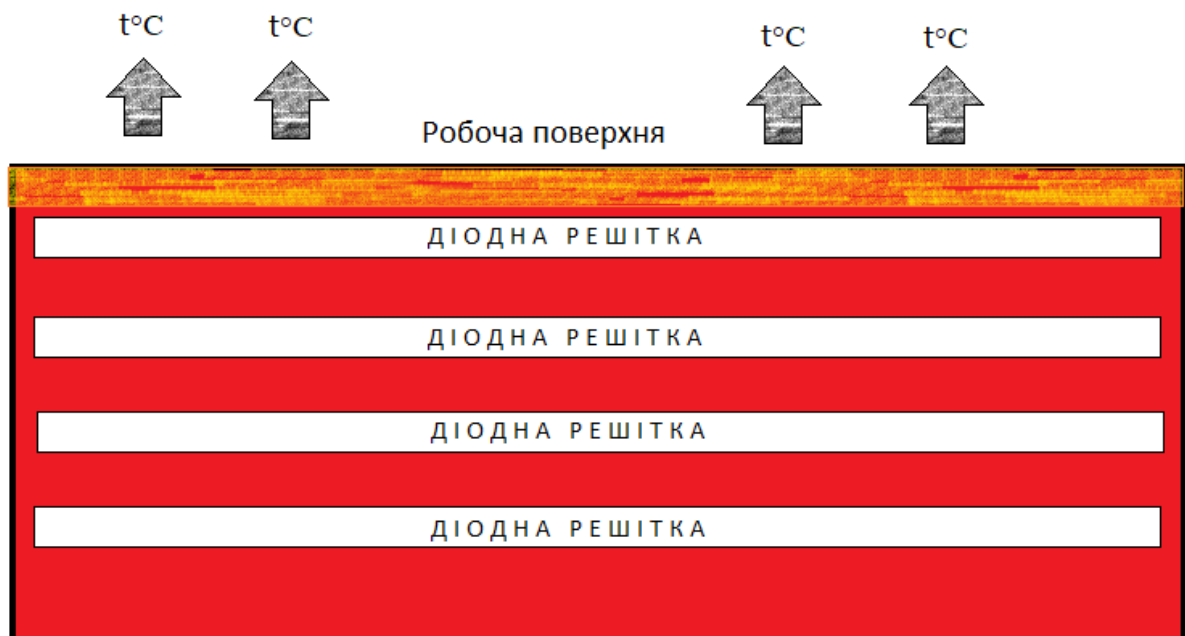


Рисунок 3.1. Структура будови імітаційної системи.

Виходячи з того, що умовна частина тіла має шарувату структуру і при термічному ураженні ці шари зазнають пошкоджень, що призводить до порушення кровообігу. У залежності від терміну з моменту опіку спостерігається різниця температур між поверхнею здорової ділянки тіла та пошкодженої. Виходячи з глибини опіку, чим глибший опік(чим більша його степінь), тим менша температура в його епіцентрі. Саме на цьому і заснований принцип дії системи.

Для імітації виділення тепла шарами тіла взято діодні решітки (матриці), кожна з решіток має розмір  $8 \times 8$  діодів, таких матриць в системі 5, розміщені вони одна над одною на відстані 0,3-0,5 см, відстань між діодами дорівнює 0,5 см. Простір між матрицями та над ними заповнений балістичним гелем, який за своїми властивостями в даному випадку найбільше підходить для імітації людської тканини, товщина шару гелю над верхньою дорівнює долям міліметрів.

Основною проблемою при розробці такої системи є контроль температури на діодах та її рівномірний розподіл. Випрямляючі діоди, які використовуються в даній системі виконують функцію джерела теплового випромінювання, яке виділяється при протіканні прямого струму через діод. Завдяки динамічному управлінню системою, оператор має змогу керувати кожним діодом в системі. Тобто, якщо всі діоди в системі увімкнуті, то на її поверхні фіксується температура, яка є близькою до температури тіла (близько  $36,6^{\circ}\text{C}$ ). При імітації локального пошкодження білкових структур та порушення в них кровообігу, оператор повинен вимкнути відповідні діоди у відповідних шарах, це призведе до їх охолодження та зімітує опік. Температурна різниця між здоровою ділянкою та ураженою опіком дорівнює  $1,5\text{--}2,5^{\circ}\text{C}$ . Тобто головною метою при імітації є відтворення цієї різниці на здоровій та пошкодженій ділянці.

Оскільки система працює в динамічному режимі, тобто діоди вмикаються по черзі на короткий час і цей цикл повторюється, то щоб за час увімкнення діод

встигав нагрітися, а за між надходженням імпульсів – не вимкнувся, на нього подається сигнал у вигляді ШІМ, регуляція параметрів такого сигналу (у нашому випадку шпаруватості) дозволяє отримати випромінювання температури заданої точності на будь-якому діоді.

Хоча при протіканні прямого струму через діод і виникає виділення тепла з поверхні його корпусу, через внутрішні процеси всередині діода та нестабільність опору р-п переходу в часі робить розрахунки параметрів сигналу, при якому досягається та підтримується точна задана температура, практично неможливою задачею. Для вирішення цієї проблеми використовується ПП-регулятор.

### **3.2 Тепловий розрахунок фрагменту імітаційної моделі**

Джерелом теплового випромінювання в системі є діоди, оскільки всі діоди рівновіддалені один від одного і прийmemo що середовище навколо них має однакові фізичні властивості, то розрахунок для одного фрагменту (рисунок 3.2) буде справедливим для всіх інших фрагментів і системи в цілому.

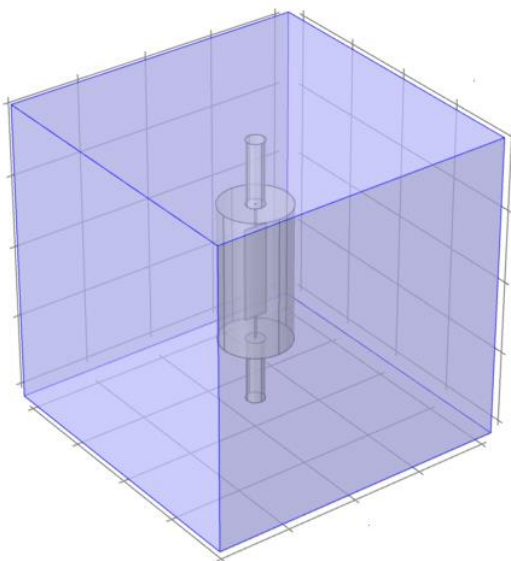


Рисунок 3.2. Умовний фрагмент системи

Температура балістичного гелю буде визначатися за формулою:

$$T_r = T_0 + \Delta T, \quad (3.1)$$

де  $T_0$  – температура оточуючого середовища(приймаємо її за  $25^\circ\text{C}$ ), а  $\Delta T$  – різниця температур між джерелом нагрівання(діодом).

$$\Delta T = \frac{Q}{C * m}, \quad (3.2)$$

де  $Q$  – енергія, що передається від джерела(діода) балістичному гелю,  $C$  – теплоємність балістичного гелю,  $m$  – маса заданого об'єму гелю.

Енергію яку передає діод гелю можна вирахувати через функцію ШІМ-сигналу, який на нього надходить:

$$Q = \int_0^{\tau_{\text{імп}}} U(t) * I(t)(dt) \quad (3.3)$$

де  $\tau_{\text{імп}}$  – тривалість імпульсу,  $U$  – напруга,  $I$  – струм.

З формули (3.3) отримаємо :

$$Q = U * I * \tau_{\text{імп}} \quad (3.4)$$

Підставимо (3.4) у (3.2), отримуємо

$$\Delta T = \frac{U * I * \tau_{\text{імп}}}{C * m} \quad (3.5)$$

Оскільки

$$I = U/R, \quad (3.6)$$

$$\tau_{\text{імп}} = T_{\text{імп}}/S \quad (3.7)$$

де  $R$  – електричний опір навантаження,  $T_{\text{імп}}$  – період імпульсу,  $S$  - шпаруватість  
то підставивши ці вирази у (3.5) отримаємо :

$$\Delta T = \frac{U^2 * T_{\text{імп}}}{R * C * m * S} \quad (3.8)$$

Підставимо (3.8) у (3.1) і отримаємо рівняння, яке показує залежність температури фрагменту від шпаруватості імпульсу

$$T_{\text{г}} = T_0 + \frac{U^2 * T_{\text{імп}}}{R * C * m * S} \quad (3.9)$$

В даному рівнянні ми приймаємо, що фрагмент нагрівається моментально (затримка на поширення тепла не враховується).



### 3.3 Синтез системи керування температурою

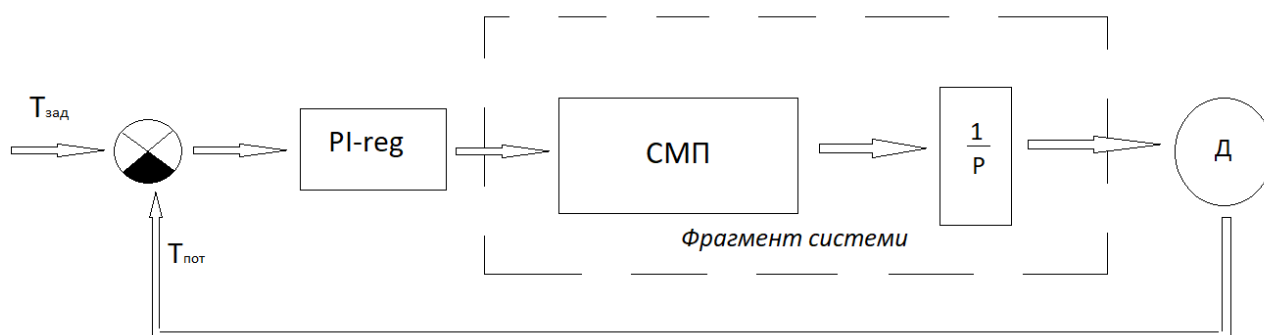


Рисунок 3.3. Синтезована модель керування температурою.

$T_{\text{зад}}$  - задана температура ( $36,6^{\circ}\text{C}$ ),  $T_{\text{пот}}$  – поточна температура фрагмента,  
 $\Delta = T_{\text{зад}} - T_{\text{пот}}$ , PI-REG - ПІ-регулятор, СМП-середовище з миттєвим поширенням температури,  $1/P$  – інерційна ланка, Д – давач температури

Оскільки в попередніх розрахунках не врахована затримка на поширення тепла по об'єму фрагмента, то при синтезі моделі керування температурою ця складова враховується через введення інерційної ланки.

З давача температури сигнал надходить до компаратора, який порівнює поточну температуру у фрагменті системи з заданою ( $36,6^{\circ}\text{C}$ ), основуючись на цих даних ПІ-інтегратор вираховує тривалість шпаруватості ШІМ імпульсу, який надходить на діод, після затримки знову проходить опитування давача і порівнюється отримана температура з заданою. Такі операції повторюються до моменту поки різниця  $T_{\text{зад}} - T_{\text{пот}}$  не дорівнюватиме нулю.

Зв'язок температури гелю і шпаруватості з урахуванням затримки на поширення тепла по об'єму описується формулою:

$$T_{\text{пот}} = \left( T_0 + \frac{U^2 * T_{\text{імп}}}{R * C * m * S} \right) * \frac{1}{p} \quad (3.10)$$

Де  $p$  – оператор Лапласа

У випадку коли температура, яка надходить з давача, рівна заданій температурі отримуємо:

$$\Delta = T_{\text{зад}} - T_{\text{пот}} = 0 \quad (3.11)$$

Підставимо (3.10) у (3.11), отримаємо :

$$T_{\text{зад}} - \left( \frac{T_0}{p} + \frac{U^2 * T_{\text{імп}}}{R * C * m * S * p} \right) = 0 \quad (3.12)$$

$$T_{\text{зад}} - \frac{T_0}{p} - \frac{U^2 * T_{\text{імп}}}{R * C * m * S * p} = 0 \quad (3.13)$$

Звідси

$$T_{\text{зад}} - \frac{T_0}{p} = \frac{U^2 * T_{\text{імп}}}{R * C * m * S * p} \quad (3.14)$$

Винесемо шпаруватість зі знаменника і отримаємо

$$\left( T_{\text{зад}} - \frac{T_0}{p} \right) * S = \frac{U^2 * T_{\text{імп}}}{R * C * m * S * p} \quad (3.15)$$

Звідси шпаруватість буде описана рівнянням:

$$S = \frac{U^2 * T_{\text{імп}}}{R * C * m * S * p} * \frac{1}{\left( T_{\text{зад}} - \frac{T_0}{p} \right)} \quad (3.16)$$

$$S = \frac{U^2 * T_{\text{imp}}}{R * C * m * S * p * T_{\text{зад}} - R * C * m * S * p * \frac{T_0}{p}} \quad (3.17)$$

Чисельник у формулі (3.17) є прямою складовою, а знаменник інтегральною, тому використання ПІ- регулятора є доцільним.

Для дослідження роботи синтезованої схеми керування температурою було використано середовище графічного програмування Simulink на основі MATLAB.

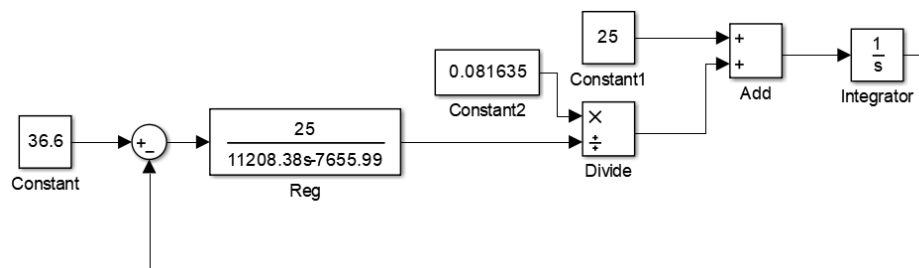


Рисунок 3.4. Синтезована модель керування температурою

В результаті моделювання процесу було отримано наступні графіки:

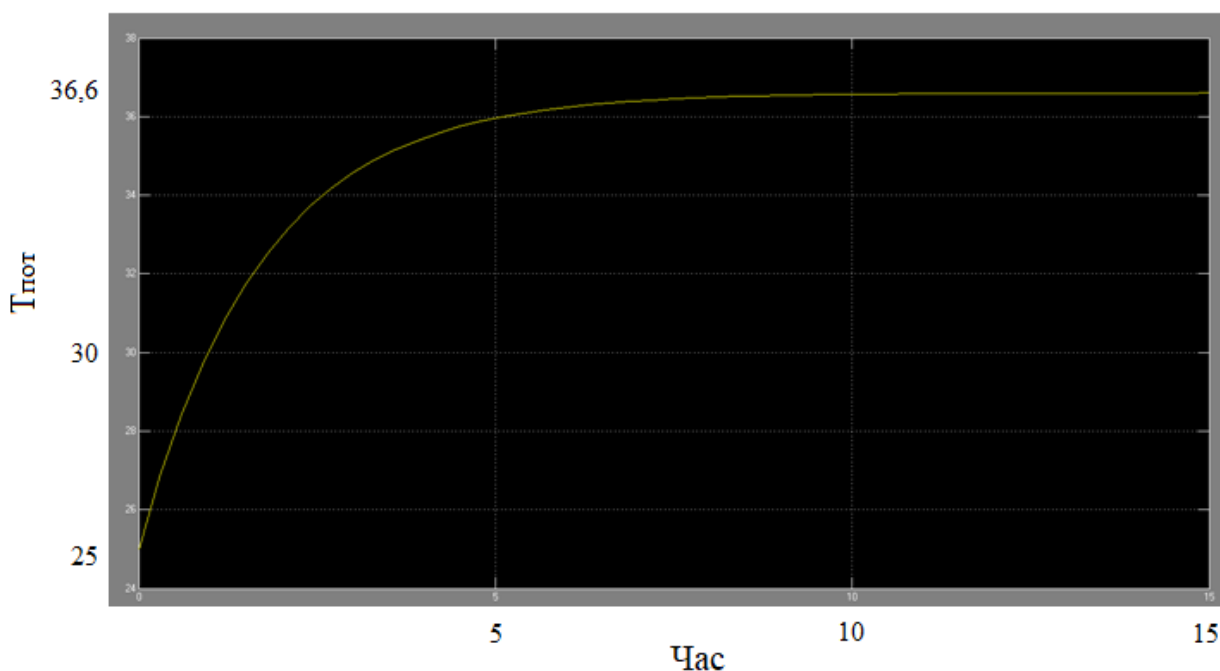


Рисунок 3.5. Графік становлення робочої температури гелю

На графіку зображеному на рисунку 3.5 зображено графік зміни температури в часі, початковою температурою гелю прийнято температуру навколишнього середовища в якому він знаходиться, графік має аперіодичний характер зумовлений характером роботи ПІ-регулятора. Робоча температура встановилась на 12 секундів регулювання.

На рисунку 3.6 зображено графік зміни шпаруватості ШІМ-сигналу, за рахунок зміни тривалості імпульсу, який надходить на діоди. З графіку видно, що через зростання температури у фрагменті шпаруватість імпульсу теж зростає .

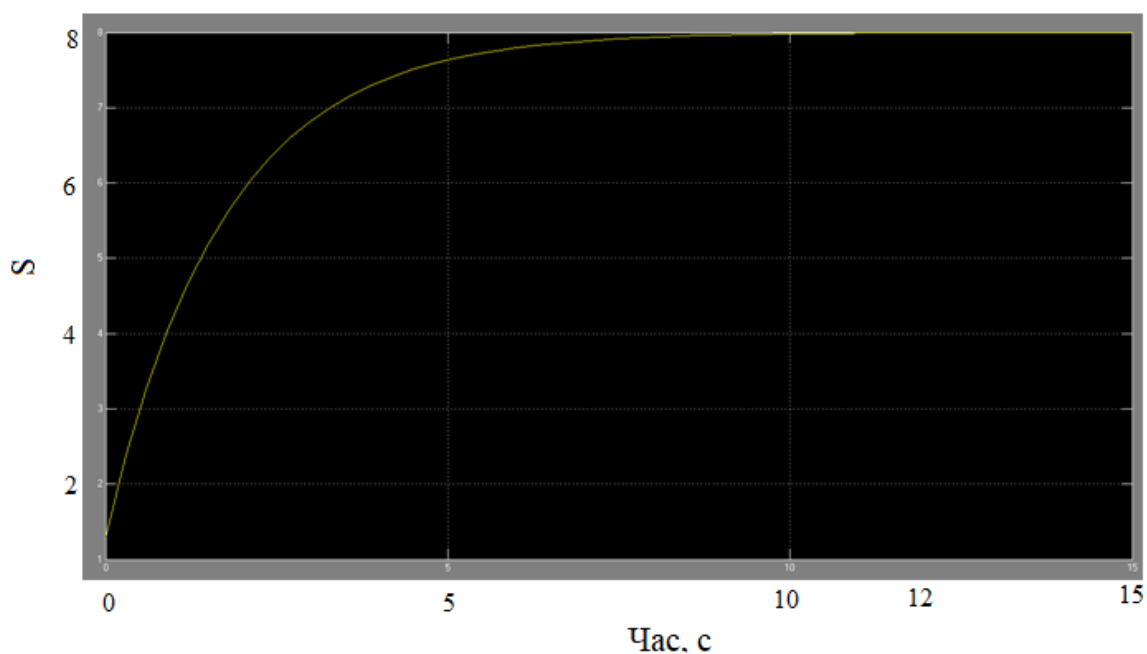


Рисунок 3.6 Графік зміни шпаруватості ШІМ-сигналу за час становлення температури об'єму фрагменту.

### 3.4 Дослідження теплового випромінювання в Comsol Multiphysics

Comsol Multiphysics - це програмне забезпечення для аналізу методом скінченних елементів, розв'язування та імітації для різноманітних фізичних та інженерних додатків, особливо для спарених явищ чи мультифізики. [20]

Широкі можливості даного програмного забезпечення дозволяють змодельовати процес тепловиділення на поверхні досліджуваної моделі, використовуючи відомості про матеріали з яких вона складається та їх позиціонування.

Модель яка буде досліджуватись має вигляд як на рисунку 3.7:

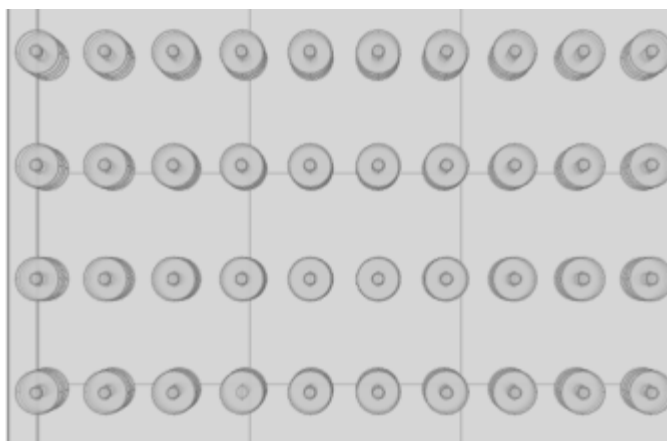


Рисунок 3.7 Розміщення діодів всередині системи, вигляд збоку.

Дослідження проводились на робочій поверхні моделі яка має загальний вигляд кубу верхня сторона якого і приймається за робочі поверхню з якої і мають зніматися температурні параметри.

Для спостереження розподілу температури по поверхні кубу в меню фізики пакету Comsol Multiphysics було обрано модуль фізики Heat Transfer, який дозволяє моделювати теплові процеси. Оскільки ми маємо справу з тепловими процесами, які перебігають у твердих тілах, то в меню Heat Transfer обрано фізику Heat Transfer in Solid.

Програма Comsol Multiphysics побудована таким чином, що задавши параметри матеріалів і обравши потрібні процеси за допомогою рівнянь які вже є в програмі можна відтворити теплові процеси, які відбуваються в певних об'єктах.

В основі математичної моделі, що описує розподіл тепла по елементам системи лежить рівняння теплопровідності

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = k \left( \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) \quad (3.18)$$

де  $C_p$  – теплоємність,  $\rho$  – густина,  $k$  – коефіцієнт теплопровідності,  $T$  – температура.

Для конкретизації математичної моделі були прийняті наступні початкові та граничні умови :

1. Температура верхньої поверхні балістичного гелю була обрана  $25^\circ\text{C}$
2. Джерелом теплового випромінювання обрано поверхню діода, (ми не враховуємо внутрішні процеси які відбуваються всередині діоду )
3. На всіх інших зовнішніх поверхнях задавалися умови конвективного теплообміну (3.19)
4. На границях між елементами задавався режим неперервного теплового потоку (3.20)

$$-\nabla(-k\nabla T) = 0 \quad (3.19)$$

де  $\bar{\nabla} = \frac{\partial}{\partial x} \bar{i} + \frac{\partial}{\partial y} \bar{j} + \frac{\partial}{\partial z} \bar{k}$  – векторний диференціальний оператор Гамільтона.

$$q_i = -k_i \nabla T_i \quad (3.20)$$

Де  $q_i$  – тепла потужність випромінювання конкретного елемента

Числове рішення математичної моделі було отримане методом кінцевих елементів[21]. В результаті розрахунку програма видає тепловий розподіл по поверхні системи, що дозволяє судити про можливість відтворення опікового ураження такою системою.

На рисунку 3.4.2 зображено режим роботи моделі при якому джерелами теплового випромінювання виступають усі діоди системи.

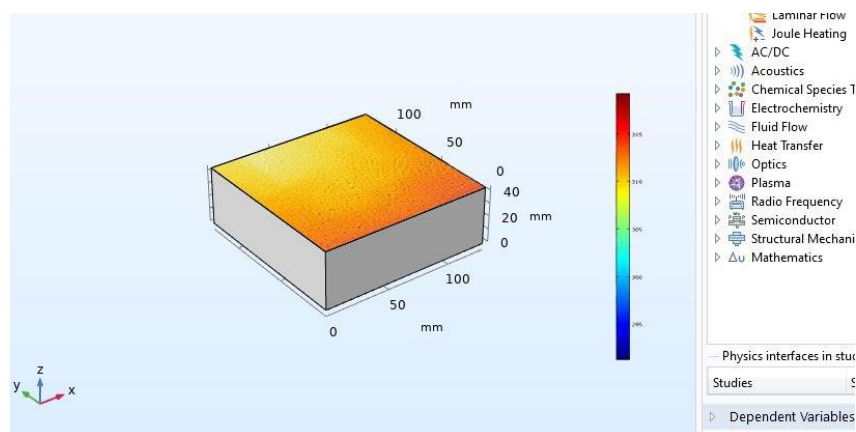


Рисунок 3.8 Тепловий розподіл по поверхні імітаційної системи. Імітація здорової ділянки

При перевірці імітації опіку було обрано режим в якому діоди в верхньому шарі були вимкнуті як джерела теплового випромінювання (рисунок 3.4.3).

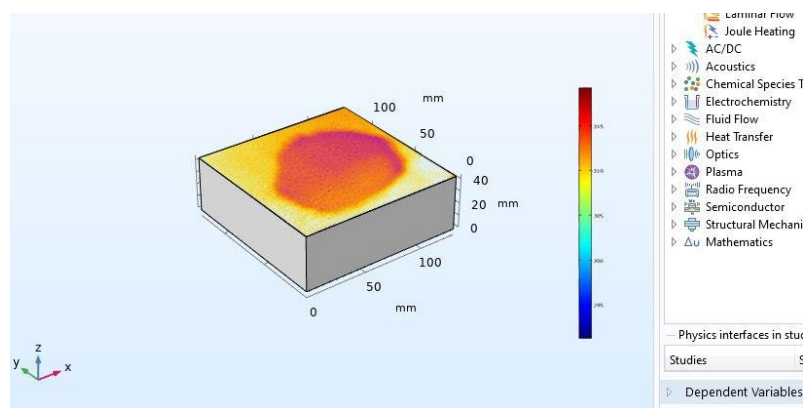


Рисунок 3.9. Модель опіку другого степеню

У результаті отримано теплову картину опіку другого степеню.

Для імітації опіку третього степеню було вимкнено джерела теплового випромінювання у трьох верхніх шарах.



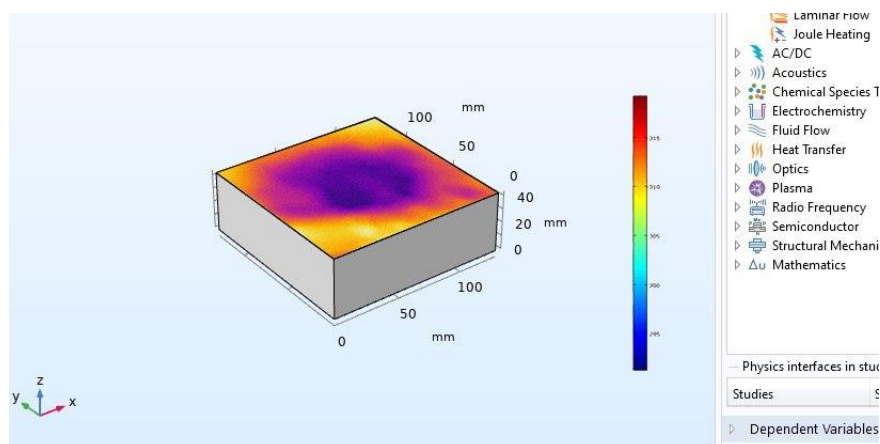


Рисунок 3.10. Теплова модель опіку третього степеню

### 3.5 Динамічне керування матрицею діодів.

Зазвичай структуру матриці представляють у вигляді рядків та стовпців, на рисунку 3.11 в кожному стовпці з'єднані катоди всіх діодів, а в кожному рядку аноди.[22] Рядки (8 ліній, аноди діодів) через резистори з'єднуються з контролером. Кожен стовбець (катоди) підключаємо через транзистори до мікроконтролера. Алгоритм індикації: спочатку встановлюємо необхідні логічні рівні на рядках, відповідно до того, які діоди повинні нагріватися в стовпці, далі підключаємо перший стовпець (індикація зліва направо). Через певну паузу вимикаємо стовпець, і змінюємо логічні рівні на рядках для відображення другого шпальти, далі підключаємо другий стовпець. І так по черзі комутуючи всі стовпці. Нижче представлена схема підключення матриці до мікроконтролеру.

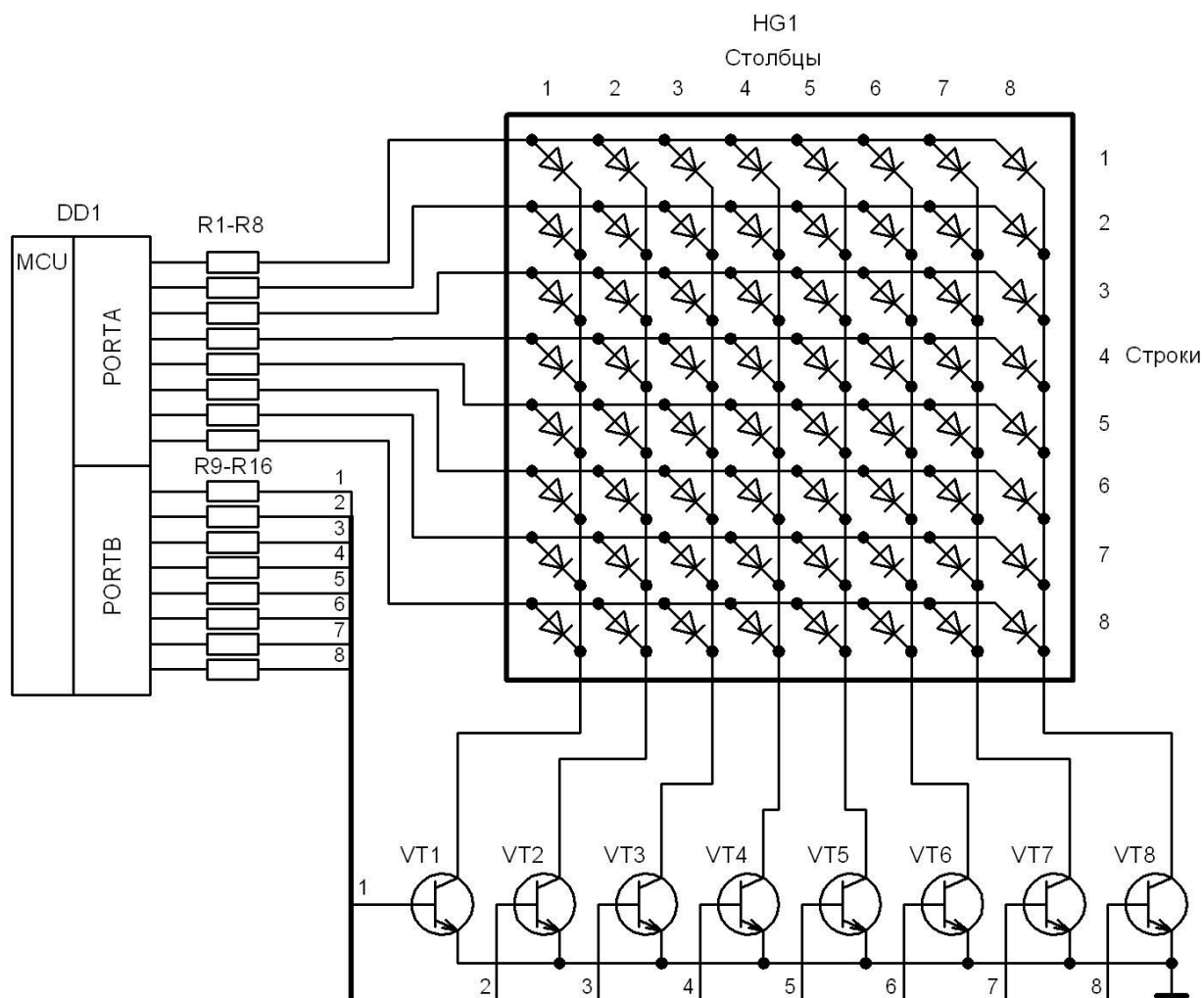


Рисунок 3.11 Схема організації динамічного керування діодною матрицею.

Всього для керування матрицею потрібно 16 виводів контролера (для 4х таких матриць 64), що занадто багато, тому для скорочення числа управляючих ліній використовуються послідовні регістри зсуву.

Найпоширенішим послідовним регістром є мікросхема 74HC595, яка містить в собі два регістри: зсуву та зберігання (для завантаження даних та їх передачі на вхідні лінії, відповідно). Завантажувати дані в нього просто, встановлюємо логічний 0 на вході тактування SH\_CP, далі встановлюємо необхідний логічний рівень на вході даних DS, після чого перемикаємо вхід

тактування в 1, при цьому відбувається збереження значення рівня (на вході DS) всередині регістру зсуву. Одночасно з цим відбувається зсув даних на один розряд. Знову скидаємо вивід SH\_CP в 0, встановлюємо необхідний рівень на вході DS і піднімаємо SH\_CP в 1. Після повного завантаження зсувного регістру (8 біт), встановлюємо в 1 вивід ST\_CP, в цей момент дані передаються в регістр зберігання і надходять на вихідні лінії Q0 ... Q7, після чого скидаємо вивід ST\_CP. Під час послідовної завантаження, дані зсуваються від Q0 до Q7. Вивід Q7 підключений до останнього розряду регістру зсуву, цей вивід можна підключити на вхід другої мікросхеми, таким чином можна завантажувати дані відразу в дві і більше мікросхеми. Вивід OE перемикає вихідні лінії в третій (високоомне) стан, при подачі на нього логічної 1. Вивід MR встановлює низькі логічні рівні для на виводах тригерів регістру і відбувається скидання регістру. Нижче подано діаграму завантаження даних в мікросхему 74HC595, установка значення 11010001 на вихідних лініях Q0 ... Q7, за умови, що спочатку там були нулі:

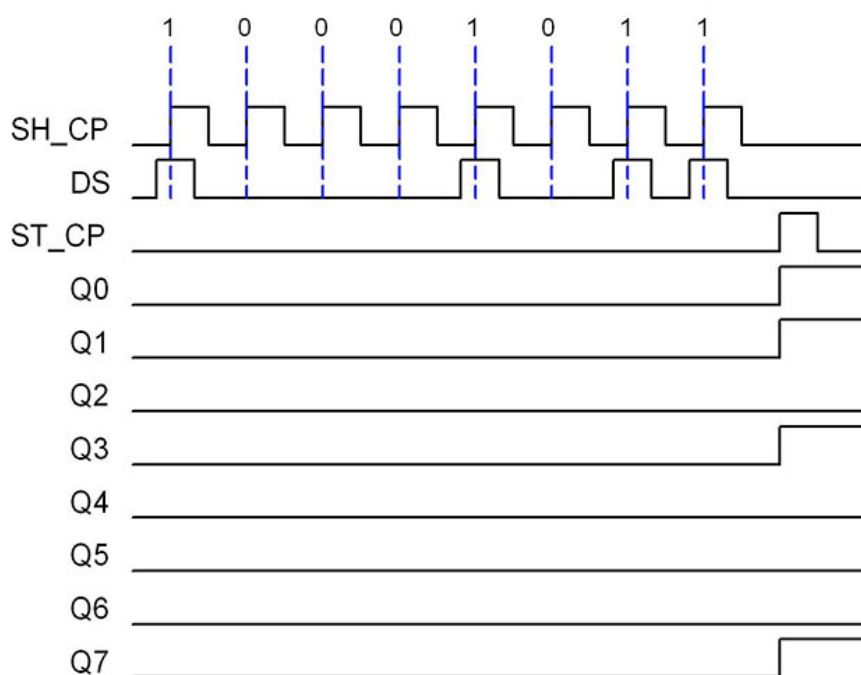


Рисунок 3.12 Установка значения 11010001 на выходных линиях Q0 ... Q7

Схему підключення матриці можна реалізувати на мікроконтролері PIC16F628A  
Та двох регістрах зсуву 74HC595 (рисунок 3.13)

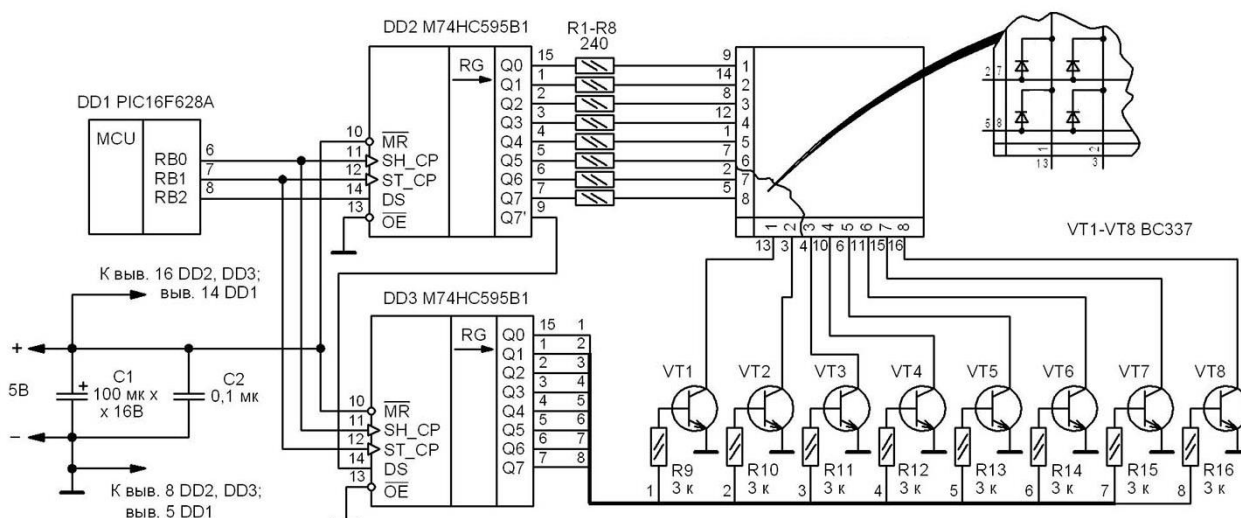


Рисунок 3.13 Сема підключення матриці до  
мікроконтролеру через регістри зсуву

Дані управління на рядках завантажуються в мікросхему DD2 (на аноди діодів) потім через вивід Q7 передаються в DD3 (для управління стовпцями), відповідно спочатку завантажуюмо байт для включення стовпця, потім байт з логічними рівнями на рядках. До вихідних ліній DD3 підключені транзистори комутуючі стовпці матриці (катоди діодів). Код програми наведено в додатку А.

## Висновки

У цьому розділі було досліджено окремий фрагмент системи та на основі нього проведені розрахунки теплових параметрів моделі з яких були отримані необхідні параметри для синтезу моделі керування регулюванням температури. У результаті було прийнято та обґрунтовано рішення про використання ПІ-регулятора та давача для формування параметрів ШІМ-сигналу. Параметром за допомогою якого змінюється число енергії, що випромінює діод обрано шпаруватість.

За допомогою модулів та інструментів вбудованих в пакет Comsol Multiphysics досліджено тепловий розподіл по поверхні системи імітації опікових уражень, та наочно показано, що така концепція системи дозволяє імітувати теплову картину опікового ураження.

## 4 РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ «АВТОМАТИЗОВАНА СИСТЕМА ІМІТАЦІЇ ПАРАМЕТРІВ ОПІКОВИХ УРАЖЕНЬ ДЛЯ ТЕРМОГРАФІЧНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ»

### 4.1 Опис ідеї проекту

Враховуючи технічний та інноваційний потенціал розробленої роботи, в цьому розділі проведено аналіз стартап проекту та розглянуто його комерціалізацію. Система імітації опікових уражень відіграє важливу роль в розвитку експериментальної медицини та враховуючи технічні переваги над аналогами несе вигоду користувачеві. Зміст ідеї, можливе застосування та потенційні базові ринки, в межах яких можна шукати потенційних клієнтів зображено в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Опис ідеї *стартап проекту*

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Система моделювання теплової картини опіку з точними параметрами рани та фіксацією результату за допомогою термографічного перетворювача.	Відтворення, обробка, та фіксація даних.	Отримання даних про опік, без використання біологічного матеріалу
	Отримання зразків термограм будь-яких степенів опіків в необмеженій кількості.	Отримання необхідних масивів даних для навчання штучного інтелекту для діагностики опіків.
	Швидке і точне відтворення заданих параметрів опіків.	Прискорення проведення експерименту.

Така технологічна розробка як автоматизована система моделювання опіків має бути спроектована таким чином, щоб стати перспективним стартап проектом. Через високу іноваційність, відсутність прямих конкурентів та низький рівень застосування інформаційних технологій в сучасній комбустіології існує актуальна можливість в створенні рентабельної підприємницької діяльності у цьому напрямку. Тому пропонується стартап проект, який має вагомні переваги перед аналогами, має потенціал для розширення функціоналу та варіантів для застосування.

Саме тому важливим розділом магістерської роботи є розробка стартап проекту. Для цього розглядаються рішення для розробки перспективного проекту з ринковою актуальністю, перспективністю, організованістю, фінансовим

аналізом, планом для просування пропозиції інвесторам, аналізом ризиків і можливостей, маркетинговим плануванням.

Таблиця 4.2 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів			W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Перга Мед	Моделювання опіків на тваринах			
1.	Вартість розробки	10000	200000	50000	-	-	+
2.	Час розробки	6 місяців	12 місяців	12 місяців	-	-	+
3.	Технології	Сучасні з високим рівнем автоматизації	Сучасні, слабкий рівень автоматизації, для отримання результату потрібно пару днів.	Застарілі та неточні, низька швидкість відтворення і отримання результатів.	-	-	+
4.	Відомість	Відсутня	Низька	Велика	+	-	-

З чотирьох проаналізованих характеристик, три з них є сильною стороною проекту, одна слабка. Це означає що в проекті домінують сильні сторони, він має вагомні переваги над аналогами, що в свою чергу позитивно показує можливості даного проекту стати успішним.

## 4.2 Технологічний аудит проекту

В цьому розділі висвітлено технічні особливості, спектр можливих технологічних рішень. Для аналізу здійсненності проекту використаємо таблицю 4.3.

**Таблиця 4.3 Технологічна здійсненність ідеї проекту**

№ п/п	Ідея проєкту	Технології реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Система збору, передачі та відображення інформації у реальному часі.	Діодна решітка	+	+
		Колаген(матеріал наповнення)	+	+
		Тепловізор	+	+
		Сучасний мікроконтролер	+	+
		Мультиплексне керування	+	+
Обрана технологія реалізації ідеї проєкту: Система на основі діодних решіток(матриць) з використанням сучасних датчиків, мікроконтролерів управління та тепловізора.				

Використання діодних матриць та мультиплексного управління не є новітніми технологіями, проте для вдалого виходу проєкту на ринок потрібно застосовувати найефективніші засоби при його розробці. З такою метою було обрано матричну архітектуру та змінено її принцип роботи та управління, застосовано новітні датчики та мікроконтролери. Всі ці технології та технічні засоби є доступними та мають можливість бути використані в даному стартап проєкті, що робить його реалізацію відносно простою та доступною.

## 4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проєкту

Визначення основних ризиків та можливостей, які можна очікувати від ринку є необхідним, оскільки дозволяє спроектувати напрями розвитку стартапу з урахуванням всіх складових ринкового положення.

Спочатку проведемо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку(таблиця 4.4)

Таблиця 4.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проєкту



№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	10
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	200000000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Стабільно зростаюча
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Відсутні
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Відсутні
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	30%

Розглянувши таблицю стає зрозуміло що даний ринок налічує мало конкурентів, ринок є зростаючим. Звичайно що головну загрозу становлять інноваційні компанії та компанії гіганти, вони мають більші фінансові та інженерні можливості.[23]

Далі визначено потенційні групи клієнтів, їх характеристики, також сформовано приблизний перелік вимог до системи для кожної групи.

Таблиця 4.5 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до послуги
1	Швидке відтворення х-ки опіків	Освітні заклади з медицини	Надійність, ефективність, простота в використанні	Точне та широке відображення теплових та геометричних параметрів опіків
2	Широкий спектр можливостей для відтворення опіків	Компанії що займаються розробкою медичного обладнання	Рівень автоматизації	Функціональність

Очевидно, що проект має пряме призначення для медичних потреб і його основними користувачами на ринку будуть медичні заклади які ведуть освітню та наукову діяльність, а також компанії що займаються розробкою медичного обладнання.

Таблиця 4.6. Фактори загроз[25]

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Ринок	Складність найняти персонал	Унікальні умови праці
2.	Застарілість технології	Поява більш інноваційних технологій	Розробка з урахуванням появи нових технологій
3.	Не обізнаність на ринку	Невідомі підходи до клієнтів.	Залучення експертів
4.	Не відомість	Клієнт не дізнається про компанію	Потужна маркетингова стратегія

Отже, в вище наведеній таблиці наведені фактори, що можуть зашкодити стартап проєктові та ускладнити закріплення позицій на ринку. Проте запропоновані рішення, що спрямовані на протидію загрозам маю нівелювати їх.[24]

Разом із загрозами існують і певні можливості (таблиця 4.7).

Таблиця 4.7 Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Мала кількість прямих конкурентів	Швидке закріплення на ринку	Розробка нових технологій, що дозволить захопити провідні позиції на ринку
2.	Відсутність технічних аналогів	Отримання більшої кількості клієнтів	Збільшення виробництва та вдосконалення продукції
3.	Початок розвитку технологій в галузі комбустіології	Широкі можливості для інновацій	Використання нових технологій

Враховуючи перерахування можливостей, та порівнюючи їх з ризиками, можна дійти висновку що стартап перекидає ризики своїми можливостями.

При виході на ринок важливим є розуміння наявності конкурентів та їх можливостей. Потрібно точно оцінити переваги і слабкості конкурентів та їхню стратегію на ринку. Це детально наведено в таблиці 4.8.

Таблиця 4.8 Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
--------------------------------------	---	--

Складність	Жорстка боротьба за клієнта	Особливі пропозиції
Технологічність	Постійний розвиток технологій	Вдосконалення продукції
Спеціалізаційність	В великому досвіді роботи з клієнтами	Залучення експертів
Стабільність китів	В небажанні змін	Демонстрація переваг

В цій сфері основними проблемами для конкурентоспроможності є високий рівень технологій і можливість конкурентів підтримувати цей рівень, проте через малу кількість пропозицій є гарна можливість висунути свій товар на ринок підкресливши його унікальність та ефективність. В таблиці наведені дії для поліпшення конкурентного становища компанії.[26]

Після аналізу конкуренції нижче наведений більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі.

Таблиця 4.9 Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	-	ПергаМед	Texas Instruments	Укр-біомед	Моделювання на тваринах
Висновки:	Немає прямих конкурентів, технологія є новою	Конкурент в майбутньому	Виробник мікросхем та елементів	Надає обладнання споживачам	Єдиний відомий варіант моделювання опіки для створення теплової картини

Наведені компанії є на даний момент потужними гравцями на ринку. З таблиці 4.9 видно можливості конкурентної гри для компанії.

В нижче наведеній таблиці визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності.

Таблиця 4.10 Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
-------	-------------------------------	---

1	Ціна	Запропонована ціна найнижча
2	Час розробки	Замовників цікавить мінімальний час розробки
3	Технології	Цей проект використовує найефективніші технології для вирішення задачі
4	Підтримка	Конкуренти надають схожі послуги
5.	Унікальність	Конкуренти не використовують таку технологію

Таблиця 4.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «DUST\_METER»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з Texas Instruments						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Ціна	16		+					
2	Час розробки	15			+				
3	Технології	17							+
4	Підтримка	18					+		
5.	Гнучкість	13				+			

З таблиць 4.10 та 4.11 бачимо що фактори конкурентоспроможності суттєві та мають вагомий позитивний внесок при впровадженні нового методу моделювання опіків. Основною перевагою та головним досягненням є унікальність та ефективність розробки.

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities), пов'язаних з його здійсненням.

SWOT - аналіз стартап-проекту представлений в таблиці 4.12.

Таблиця 4.12 – SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: 1. Технологічність 2. Унікальність 3. Розширюваність 4. Ціна	Слабкі сторони: 1. Слабкі можливості підтримки 2. Невідомість
Можливості: 1. Швидке закріплення на ринку 2. Отримання більшої кількості клієнтів 3. Широкі можливості для інновацій	Загрози: 1. Жорстка боротьба за клієнта 2. Швидкий розвиток технологій 3. В небажані змін в великих компаніях

Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей складений на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища. Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками (прогнозованими результатами) впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення. Наприклад: швидкий розвиток технологій – фактор загрози, на основі якого можна зробити прогноз щодо спаду попиту на систему від нашої компанії, в разі впровадження нових технологій на ринок, це призведе до посилення значущості функціональних можливостей системи при його продажі, щоб максимально розширити коло можливих клієнтів та зберегти розробку систем на рентабельному рівні.

Таблиця 4.13 Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Стратегія нейтралізації ринкових загроз сильними сторонами стартапу	Висока	3 місяці
2	Стратегія компенсації слабких сторін стартапу наявними ринковими можливостями	Середня	6 місяців
3	Стратегія виходу з ринку	-	1 місяць

З зазначених альтернатив обираємо стратегію компенсації ринкових загроз сильними сторонами стартапу.

#### 4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів.

Споживачами проекту обрано організації та компанії, що можуть використовувати у своїй роботі наявну систему. Так товар новий на існуючому

ринку, то обрано стратегію розвитку тоавару. Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно конкретизувати цільову групу потенційних споживачів( Таблиця 4.14).

Таблиця 4.14 Вибір цільових груп потенційних споживачів

п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
	Виробники медичного обладнання	Так	Вище середнього	Велика	Просто
	Освітні заклади медицини	Так	Середній	Середня	Просто
Які цільові групи обрано: Виробників медичного обладнання. Під час аналізу потенційних груп споживачів було прийнято рішення що компанія буде працювати із виробниками медичного обладнання та освітніми закладами.					

Виходячи з проведеного аналізу потенційних груп споживачів, було обрано такі цільові групи як виробники медичного обладнання та освітні медичні заклади. Ці цільові групи мають найвищий попит на продукцію для моделювання та діагностики в медичній сфері та є відносно простими для входу в сегмент.

Для роботи в обраному сегменті ринку необхідно сформулювати базову стратегію розвитку.

Таблиця 4.15 – Базова стратегія розвитку

Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія спеціалізації (передбачає концентрацію на потребах одного цільового сегменту, без прагнення охопити увесь ринок. Мета тут полягає в задоволенні потреб вибраного цільового сегменту краще, ніж конкуренти. Така стратегія може спиратися на лідерство по витратах у рамках сегменту систем моделювання для виробників медичного обладнання. Проте низька ринкова доля у разі невдалої реалізації стратегії може істотно підірвати конкурентоспроможність компанії.)
Стратегія охоплення ринку	Стратегія повного охоплення ринку (компанія прагне задовольнити потреби ринку в цілому. Ця стратегія може бути

	реалізована шляхом розробки і виготовлення приладів діагностики побудованих на основі розглянутої системи).
Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Покращення та здешевлення виробництва за рахунок масовості, підтримка системи після продажу.
Базова стратегія розвитку	Стратегія концентрованого зростання (стратегія, яка пов'язана зі зміною продукту і (або) ринку. У разі дотримання стратегії компанія поліпшує систему або починає виробляти нову, не змінюючи при цьому його призначення. Що стосується ринку, то компанія шукає можливості поліпшення свого становища на існуючому ринку або ж переходу на новий ринок).

В даній таблиці можна спостерігати обрані стратегії розвитку. Базовою стратегією обрано концентрованого зростання, з постійним покращенням автономних систем. Альтернативною стратегією є націленість на конкретну сферу, а саме споживацьку.

Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (Таблиця 4.16).

Таблиця 4.16 – Вибір стратегії конкурентної поведінки

Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
Так	Забирати існуючих	Лише мету використання	Стратегія захоплення ринкової ніші.

Стратегія захоплення ринкової ніші передбачає вибір невеликої за масштабами сфери господарської діяльності з вузьким ринковим сегментом, який найбільшою мірою відповідає конкурентним перевагам виробника. Найпоширенішими засобами вибору ніші ринку для підприємств є нововведення в галузі реалізації товарів та послуг та нововведення у комплексі маркетингу.[27]

На основі вимог споживачів з обраного сегменту до постачальника і продукту, а також в залежності від стратегії розвитку та стратегії конкурентної поведінки розробляємо стратегію позиціонування яка визначається у формування ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати проект

Таблиця 4.17. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувавши комплексну позицію власного проекту (три ключових)
	Точність, ціни, швидкодія технологічність.	Стратегія концентрованого зростання	Ціна, швидкодія, точність.	Ціна. Технології. Унікальність.

Результатом даного підрозділу є система рішень щодо ринкової поведінки компанії, вона визначає в якому напрямі буде працювати компанія на ринку.

#### 4.5 Розробка маркетингової програми стартап-проекту

Для розробки ефективної маркетингової програми першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього у таблиці 4.18 демонструємо сумарні результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 4.18 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
Точний пристрій з високою швидкодією	Вирішення проблеми створення та аналізу теплових картин опікових уражень	Унікальна технологія, відсутність прямого конкурента

Провівши детальний аналіз потреб клієнтів, проаналізувавши ринок та дослідивши продукт конкурентів можна зробити висновок що для вирішення проблем моделювання та імітації опіків підходить запропонована автоматизована система на основі діодних решіток, модуля управління та тепловізора.

Таблиця 4.19. Опис трьох рівнів моделі *товару*

Рівні товару	Сутність та складові
--------------	----------------------



I. Товар за задумом	Автоматизована система імітації опікових уражень для термографічних перетворювачів.		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Довговічність(не має строку давності)	Нм	Тх
	2. Модульність	М	Тх
	3. Швидкодія	Нм	Тх
	4. Простий в обслуговуванні	Нм	Тх
	5. Високоточний	Нм	Тх
	Якість: відповідає нормам ДСТУ 2844-94		
	Пакування: Мікроконтролер, блок діодних решіток з датчиками, програмне забезпечення		
	Марка: "Artvo-Medtech"		
III. Товар із підкріпленням	До продажу с: Консультація з використання та обслуговування		
	Після продажу: Консультаційна та технічна підтримка товару		

Розібравши модель товару на три рівні, Товар за задумом має п'ять технологічних особливостей, одна з яких є матеріальною, а інші не матеріальними. Якість товару нормується ДСТУ 2844-94. В пакування входить мікроконтролер з датчиками температури та блоком діодних решіток та програмне забезпечення, за бажанням клієнта до комплекту додається тепловізор. Також на третьому рівні наведені переваги для споживача.

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватися при встановленні ціни на потенційний товар, це передбачає аналіз цін товарів конкурентів, та доходів споживачів продукту (табл. 4.20).

Таблиця 4.20. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	12000 грн	- грн	150000 грн	4000/7000 грн
2	51000 грн	- грн	2000000 грн	6500/10000 грн
3	10000 грн в місяць	- грн	50000 грн в місяць	500/2000 грн в місяць

Товари замітники коштують надто дорого щоб враховувати при створенні ціни. Аналогів що мають схожий принцип дії на сьогоднішній день на ринку немає, а доходи потенційних покупців починається від 150000 грн. В першому випадку розглянуто випадок з освітніми медичними закладами, в другому з компаніями, що займаються виробництвом медичного обладнання. В третьому випадку наведено ціни підтримки імітаційної системи в місяць.

Таблиця 4.21. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Звичайна повторна закупівля	Організація руху товару	1	Дистрибуція через посередника
2	Нова закупівля	Відправка товару приватною логістичною компанією	0	Дистрибуція через Інтернет
3	Клієнти в невідомих або в ризикових ринках	Встановлення контактів із споживачами та їх підтримка; Формування попиту і організація збуту;	1-3	Дистрибуція через посередника

В наслідок аналізу було знайдено два найбільш вдалих метода системи збуту. Нова та повторна закупівля відрізняються оскільки для повторної закупівлі очікується значне збільшення кількості продукції. Нова закупівля виконується через інтернет, а повторна через компанію-посередника. Також розглянуто функції збуту для клієнтів в невідомих або в ризикових ринках.

Таблиця 4.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Компанії які користуються товарами або послугами конкурентів	Тематичні конференції, інтернет-пошук, електронна пошта, телефон.	Розсилка листів з пропозицією, зустрічі з обговоренням	Продемонструвати переваги продукту, його	Демонстрація можливого прибутку та строків

			потенційної співпраці, пропозиція безкоштовного надання товару на пробний період.	новизну і унікальність.	його отримання, опис перспектив розширення можливостей з новим продуктом
2	Компанії які потребують нового розробника	Тематичні конференції, інтернет-пошук, електронна пошта, телефон.	Розсилка листів з пропозицією, зустрічі з обговоренням потенційної співпраці. Пропозиція безкоштовного надання товару на пробний період.	Демонстрація ціни в порівнянні з аналогами. Продемонструвати переваги продукту, його сучасність та ефективність.	Інтерактивна презентація виробу з його перевагами над конкурентами та можливостями які він надає

Проаналізовані концепції, створять гарне підґрунтя для розвитку взаємин між нашою компанією та потенційними клієнтами. Основним напрямком є залучити клієнтів конкурентів та співпрацю з великими компаніями, оскільки продукт має досить вузький напрям для застосування, то ця позиція є найвигіднішою.

#### 4.6 Очікувана ефективність стартап проекту

Оскільки стартап є інноваційним проектом, до нього можна застосувати існуючі показники оцінки ефективності такого проекту.

Для проведення розрахунків ефективності за проектом необхідно[14]:

- 1) визначити статті доходів, що визначаються бізнес-моделлю стартапу і прогнозованими обсягами продажів;
- 2) розбити витрати за проектом на постійні та змінні.

Дохід:

- Продаж імітаційних моделей.
- Продаж тепловізорів.
- Підтримка систем

До постійних витрат відносяться ті витрати, загальна сума яких за певний час не залежить від кількості виготовленої продукції.

- Оренда приміщень.
- Реклама
- Зарплата постійних працівників компанії ( інженери, маркетологи, менеджери)

Змінні витрати представляють собою витрати, загальна сума яких за певний час залежить від обсягу виготовленої продукції.

- Закупка обладнання (мікроконтролери, датчики, колагеновий наповнювач, діоди, комплектуючі теплографічних перетворювачів) необхідних для виготовлення комплексного обладнання;
- Витрати на електроенергію;
- Зарплата робочих;

При отриманні необхідного фінансування ми будемо мати наступну фінансову ситуацію, при розробці імітаційної системи:

Постійні витрати:

- 10 000 грн/міс - Оренда приміщень.
- 20 000 грн/міс - Реклама
- 50 000 грн/міс - Зарплата постійних працівників компанії ( інженери, маркетологи, менеджери)

Змінні витрати на виробництво одного комплексного обладнання:

- 400 грн - мікропроцесор;
- 2 000 грн - зарплата робочих;
- 200 грн - давачі;
- 500 грн - діоди
- Дохід:
- 6 000 грн - відпускна вартість імітаційної системи без додаткових послуг + пдв 1 200 грн

Обсяги виробництва продукції на перші 5 місяців наведено в таблиці 4.23.

Таблиця 4.23 – Обсяги виробництва продукції

Показник	Значення по місяцях, тис. грн.				
	1	2	3	4	5

Загальна потреба в продукції, шт.	10	20	50	100	300
Ціна одної системи без тепловізора тис грн.	6	6	6	6	6
Річні обсяги випуску в вартісних показниках (тис. грн.)	600	1200	3000	5760	21600

Визначимо витрати, необхідні для реалізації поточної діяльності за проектом (таблиця 4.24).

Таблиця 4.24 – Виробничі витрати

№ з/п	Стаття витрат	Сукупні витрати за період місяців, тис. грн.				
		1	2	3	4	5
1	Загальногосподарські витрати, оплата праці постійного персоналу	60	60	70	80	90
1.1	витрати на оренду та утримання приміщень, обладнання	15	15	20	40	50
1.2	витрати на збут, просування та рекламу	25	25	30	35	40
2	Витрати на матеріальні ресурси (комплектуючі, сировина)	31	62	155	310	930
3	Витрати на оплату праці	70	80	100	150	200
Разом:		201	242	375	615	1310

Точка беззбитковості відображає обсяг виробництва інноваційної продукції, при досягненні якого виручка від реалізації покриває сумарні витрати на її виробництво. Розрахунок точки беззбитковості року проводиться за формулою:

$$T_{\text{б}} = \frac{c}{p-v} \quad (4.1)$$

де  $C$  – постійні витрати на весь обсяг продукції (ті, які не залежать від обсягу виробництва продукції – загальногосподарські витрати та витрати на оплату праці);  $P$  – ціна одиниці продукції;

$V$  – змінні витрати на одиницю продукції.

$$Tб = C / (P - V) = 80 / (6 - 3,1) = 27.5 \text{ (Проектів)} \quad (4.2)$$

Графік ефективності проекту наведений на рис. 4.1.

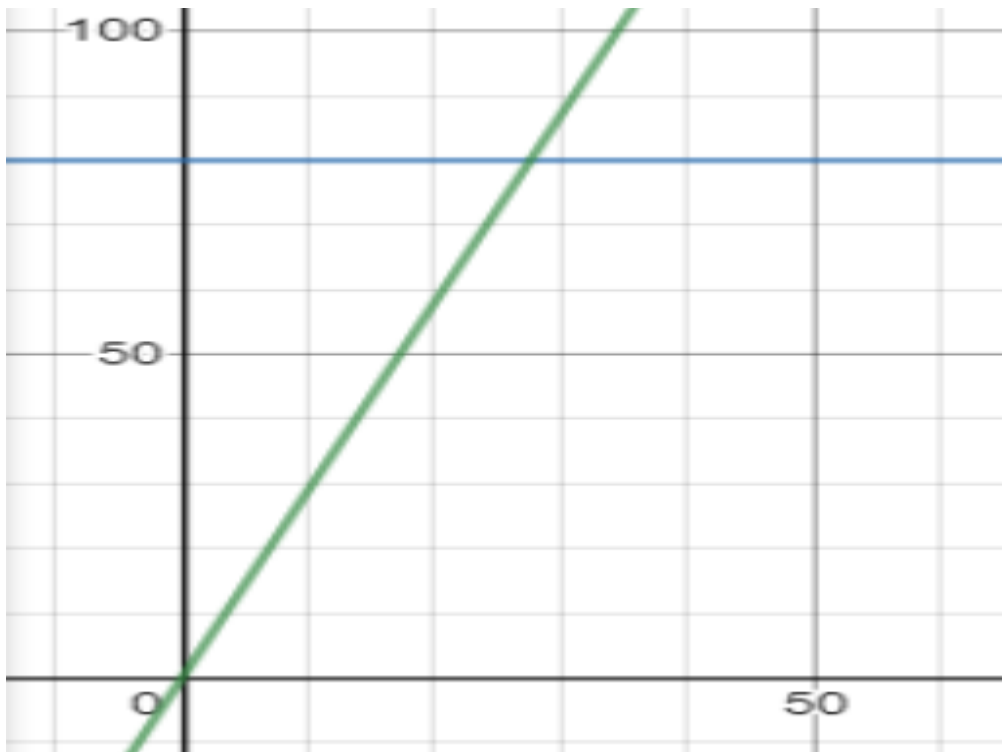


Рис. 4.1– Точка беззбитковості проекту

Визначимо формування грошового потоку від реалізації проекту.

Чистий дисконтований дохід (NPV, Net Present Value) – це різниця між надходженнями за весь період інноваційного проекту та інвестиціями в проект. Розрахунок чистого дисконтованого доходу наведений в таблиці 4.19.

Таблиця 4.25 – Формування грошового потоку від реалізації проекту

№	Показник	Значення по місяцях					Разом
		1	2	3	4	5	
1	Надходження від проекту (виручка від реалізації продукції, послуг) \	70	150	320	650	1900	3090
2	Загальні витрати	201	242	375	615	1450	2883
3	Грошовий потік	-131	-92	-50	35	450	304
4	Акумуляований грошовий потік	-131	-223	-278	132	207	-

Оскільки  $NPV > 0$  протягом розрахункового періоду, то даний інноваційний проект доцільно прийняти.

Індекс рентабельності інвестицій в проект (ROI, Return On Investment) характеризує рівень грошового потоку, що припадає на одиницю інноваційних витрат і обчислюється за формулою (4.3), коли інвестиція здійснюється багато разів:

$$ROI = \sum_T D_t / \sum_T I_t \quad (4.3)$$

де  $D_t$  – надходження у відповідному періоді;

$I_t$  – інвестиція у відповідному періоді.

Індекс рентабельності за 5 місяців:

$$ROI = 3090/2883 = 1,07 \quad (4.4)$$

Показник  $ROI > 1$ , отже даний інноваційний проект доцільно прийняти. Даний критерій ROI використовують при виборі певного проекту із декількох альтернативних, у яких NPV приблизно однакові.

Період окупності інвестицій (Ток) – це розрахунковий термін від початку реалізації проекту, починаючи з якої акумуляований грошовий потік (ACF) приймає стійке позитивне значення. Іншими словами, це – період (вимірюваний в місяцях, кварталах або роках), починаючи з якого первинні вкладення та інші

витрати, пов'язані з інвестиційним проектом, покриваються сумарними результатами його здійснення.

Термін окупності розраховується за формулою :

$$T = t + |ACF_t| / (|ACF_t| + |ACF_{t+1}|) = 3 + 278 / (278 + 207) = 3.57 \quad (4.5)$$

де  $t$  – останній періоду реалізації проекту, при якому акумульований грошовий потік (різниця накопиченого доходу і витрат) приймає від'ємне значення;

$ACF_t$  – це остання від'ємна різниця накопиченого доходу та витрат (грн.);

$ACF_{t+1}$  – це перша позитивна різниця накопиченого доходу та витрат (грн.).

Отже, на 4-му місяці після початку реалізації проект повністю окупить себе.

Для реалізації описаного стартап проекту не виникає гострої потреби у фінансуванні:

Разові витрати:

- Обладнання: 5000 грн.

Постійні витрати

- Електроенергія та комунальні послуги – 3000 грн\міс
- Оренда приміщень - 10 000 грн\міс.

## Висновки

Сучасна комбустіологія потребує нових методів діагностики опіків. Одним з таких методів є тепловізійний з нейромережею для аналізу. Навчений штучний інтелект має аналізувати знімки тепловізора, та пропонувати діагноз. І саме для навчання такої нейромережі необхідно мати великий масив теплових знімків опіків з чітко відомими параметрами

Відомі прості методи не потягують ані великих обчислювань, ані великих пропускних каналів, але конкуренція вимагає створення нових розробок та продуктів, що задовольнятимуть нові потреби користувачів. Однією з вимог до розроблюваних продуктів є якнайменша собівартість, висока точність та швидкодія.

Стартап може бути виконаний одною людиною, але залучивши достатню кількість кваліфікованих або зацікавлених у нових навичках, робітників та забезпечивши їх необхідним інструментом можна досягти поставлених цілей по



швидкому виготовлені значної кількості сучасних, дешевих та точних імітаційних систем, що зможуть задовольнити потреби найбільш вимогливих споживачів.

Визначено загальні напрями використання та проаналізовано ринкові можливості щодо реалізації бізнес-проекту. Визначені сильні сторони стартапу, мають переваги над слабкими. Проаналізовані конкурентні можливості. В результаті аналізу отримано ринкову програму, що враховує концепції товару, систему збуту, ціноутворення та концепції маркетингових комунікацій. В рамках цього аналізу буде впроваджено проект, та його обрану альтернативу ринкової поведінки.

Стратегією розвитку стартапу обрано стратегію концентрованого зростання. Це стратегія, яка пов'язана зі зміною продукту. У разі дотримання стратегії компанія поліпшує веб-систему або починає виробляти нову, не змінюючи при цьому його призначення, а покращуючи її характеристики та універсальність. Що стосується ринку, то компанія шукає можливості поліпшення свого становища на існуючому ринку або ж переходу на новий ринок.

В результаті проведеного аналізу потенційних груп споживачів, було обрано такі цільові групи як компанії з виробництва медичного обладнання та освітні медичні заклади, що можуть використовувати систему для навчання студентів. Ці цільові групи мають найвищий попит на продукцію систем імітації опікових уражень та є відносно простими для входу в сегмент.

В цілому стартап проект вважаю перспективним, так як він налічує більшу кількість переваг ніж ризиків. У роботі досліджено можливість ринкової комерціалізації проекту. Є значний попит на стрімко зростаючому ринку. Розроблена система є перспективною для впровадження у виробництві оскільки вона є дешевою, сучасною, точною, унікальною та не має аналогів на ринку.

## ВИСНОВКИ

При аналізі методів проведення досліджень для розробки технічних засобів діагностики опікових уражень було виявлено, що рівень автоматизації в цьому напрямку досить низький і більшість досліджень зв'язаних з отриманням теплових картин опіків проводять на лабораторних тваринах, ці методи не є достатньо точними та гуманними, таким чином було обґрунтовано доцільність у створенні автоматичної системи імітації опікових уражень.

У результаті дослідницької роботи було виявлено, що при опіковому ураженні відбувається руйнування білкових тканин, та порушується кровообіг, саме через порушення кровообігу, який є основним носієм тепла і змінюється теплова картина опіку. Основуючись на цьому факті і було побудовано концепцію автоматизованої системи імітації опіків.

Система побудована на діодних решітках розділених між собою шарами балістичного гелю. За допомогою діодних решіток імітується теплоносій, а балістичний гель відіграє роль тканин людського тіла. Таким чином для імітації опіку потрібно зробити роботу теплоносія нерівномірно, в запропонованій системі це реалізується шляхом припинення подачі сигналу на діод. Для відтворення нерівномірності розподілу температури по поверхні потрібно мати змогу керувати кожним діодом, щоб відтворити нерівномірність у будь-якій точці системи. Для вирішення цієї проблеми в системі застосований принцип динамічного керування.

Для створення теплового випромінювання на діод подається ШІМ-сигнал. Необхідна температура встановлюється за допомогою ПІ-регулятора, який на основі отриманих з датчика температури даних порівнює їх з заданою

температурою та шляхом регулювання шпаруватості імпульсу система досягає заданої температури.

Для дослідження результату розподілу температури по робочій поверхні моделі за допомогою модулів та інструментів вбудованих в пакет Comsol Multiphysics відтворено температурний розподіл при різних режимах ввімкнення діодів. Результати дослідження показують, що теплова картина імітованої ураженої ділянки схожа за своїми характеристиками на теплову картину справжнього опіку.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. <https://volynka.ru/Articles/Text/1419>
2. <https://helpiks.org/2-13630.html>
3. <https://www.dissercat.com/content/luchevaya-diagnostika-termicheskikh-ozhogov-verkhnikh-konechnosti>
4. Nettelblad, H., Thuomas, K.-Å. and Sjoberg, F. Magnetic resonance imaging: a new diagnostic aid in the care of high-voltage electrical burns / Burns, 1996. Volume 22. Number 2. - P. 117-119.
5. Jaskille, A. D. et al. Critical Review of Burn Depth Assessment Techniques: Part I. Historical Review. - Journal of Burn Care and Research, 2009. November/December; 30. - P. 937-947.
6. Terslev, L., Torp-Pedersen, S., Bang, N., Koenig, M. J., Nielsen, M. B., Bliddal, H. Doppler ultrasound findings in healthy wrists and finger joints before and after use of two different contrast agents // Ann Rheum Dis. 2005; 64. - P. 824-827.
7. Celikoz, B., Deveci, M., Nisanci, A. Early tangential excision with the guidance of methylene blue application // Annals of Burns and Fire Disasters, 1999. Volume XII. № 4 - P. 217—221.
8. Bauer, J. A., Sauer, T. Cutaneous 10MHz ultrasound B scan allows the quantitative assessment of burn depth. - Burns, 1989; Volume 15, № 1 -P. 49-51.
9. Березин, В. Н., Дегтярев, А. Л., Зверев, Е. В. «Чему учит клиническая практика в лечении электроожогов» // Материалы международной конференции, посвященной 70-летию НИИ скорой помощи. - СПб., 2002.
10. Фисталь, Э. Я., Козинец, Г. П. К вопросу о терминологии и классификации в комбустиологии //1 Съезд комбустиологов России: сб.

- науч. трудов / Институт неотложной и восстановительной хирургии им. В. К. Гусака АМН Украины, Донецкий государственный медицинский университет им. М. Горького, г. Донецк, Киевская медицинская академия последипломного обучения им. Шупика, г. Киев, Украина. - М., 2005. -С. 32-33.
11. Аминев, А. В. Реабилитация детей с ограниченными дермальными и глубокими ожогами в области крупных суставов конечностей: Дис. ... к. м. н. / Нижегородская государственная медицинская академия. - 2001. — 150 с
  12. Бяков, Е. Ю., Воробьев, А. В., Вилков, С. А., Чернышев, С. Н. Использование Альпростадилла в диагностике пограничных ожогов // Нижегородский медицинский журнал. - 2004. - Приложение к НМЖ. Комбустииология. - С. 139-140.
  13. Фаязов, А. Д. Ранняя диагностика глубины термических поражений // I Съезд комбустииологов России: сб. науч. трудов / Республиканский научный центр экстренной медицинской помощи, г. Ташкент, Республика Узбекистан. - М., 2005. - С. 147-148.
  14. Кислицын, П. В. Диагностика и лечение ожогов ША-ШБ степени у детей: Автореф. дис. ... к. м. н. / ФГБУ «Нижегородский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии» Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации. - 2012. -28 с.
  15. Парамонов, Б. А., Порембский, Я. О., Яблонский, В. Г. Ожоги. -СПб., 2000.-488 с.
  16. А.В. Скрипаль, А.А. Сагайдачный, Д.А. Усанов. ТЕПЛОВИЗИОННАЯ БИОМЕДИЦИНСКАЯ ДИАГНОСТИКА Учебное пособие для студентов факультета нано – и биомедицинских технологий. ИЗДАТЕЛЬСТВО САРАТОВСКОГО УНИВЕРСИТЕТА 2009

17. Вайнер Б.Г. Матричное тепловидение в физиологии: исследование сосудистых реакций, перспирации и терморегуляции человека. Новосибирск: Изд-во СО РАН, 2004. 96 с.
18. Steketee J. Spectral emissivity of skin and pericardium // Physics in Medicine Biology. 1973. V. 18. №5. P. 686–694.
19. Роль высокотехнологичных методов исследования в уточненной диагностике некоторых форм эндокринной офтальмопатии. А.Ф.Бровкина, О.Ю. Яценко, З.Л.Борисова, Ш. Мослехи. Офтальмология, Т. 4, №4, 2007. С. 24 – 29.
20. <https://www.comsol.ru>
21. Дульнев Г.Н. Применение ЭВМ для решения задач теплообмена / Г.Н. Дульнев, В.Г. Парфенов, А.В. Сигалов. – М.: Высшая школа, 1990. – 208 с.
22. <https://radiolaba.ru/microcotrollers/dinamicheskaya-indikatsiya-podklyuchenie-svetodiodnoy-matritsyi-k-mikrokontrolleru.html>
23. <http://buklib.net/books/29473>
24. [http://pidruchniki.com/1974070454048/menedzhment/strategichniy\\_analiz\\_pidpriyemstva](http://pidruchniki.com/1974070454048/menedzhment/strategichniy_analiz_pidpriyemstva)
25. [http://pidruchniki.com/1974070454048/menedzhment/strategichniy\\_analiz\\_pidpriyemstva](http://pidruchniki.com/1974070454048/menedzhment/strategichniy_analiz_pidpriyemstva)
26. [http://pidruchniki.com/15301225/marketing/mikromarketingovaya\\_sreda](http://pidruchniki.com/15301225/marketing/mikromarketingovaya_sreda)
27. [http://pidruchniki.com/11270723/marketing/rynochnoe\\_pozitsionirovanie#78](http://pidruchniki.com/11270723/marketing/rynochnoe_pozitsionirovanie#78)

## ДОДАТОК А. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

.....  
 ,,,,,,,,,,,,,,  
 .....

### Реалізація динамічного управління матриці 8x8

; Частота тактового генератора для прикладу 4 МГц, машинний цикл 1 мкс

```
org      0000h      ;почати виконання програми з адреси 0000h
```

goto      Start      ;перехід на мітку Start

.....  
 ~~~~~

;Підпрограма обробки переривань

org      0004h      ;почати виконання з адреси 0004h

movwf W\_TEMP ;збереження значень ключових  
регістрів

```
swapf    STATUS,W    ;
```

```
clrf    STATUS    ;
```

```
movwf    STATUS_TEMP    ;
```

•

|      |       |                                             |
|------|-------|---------------------------------------------|
| movf | FSR,W | ;збереження поточного значення регістра FSR |
|------|-------|---------------------------------------------|

значення

```

movwf    FSR_osn        ;в регістр FSR_osn

movf     FSR_prer,W      ;відновлення раніше збереженого
значення

movwf    FSR             ;регістра FSR із регістра FSR_prer

;::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::
;завантаження вмісту регістра stolb в мікросхему
;74HC595 (послідовний регістр зсуву)

movf     stolb,W         ;копіювання вмісту регістра stolb

movwf    var             ;в регістр var

movlw    .8              ;запис числа 8 в регістр scetbit, для відліку

movwf    scetbit         ;переданих бітів

met2     btfsc    var,0   ;встановлюємо вивід ds у відповідності зі
;значенням 7-го біта регістра var

bsf      ds             ;

btfss    var,0          ;

bcf      ds              ;

bsf      sh_cp          ;тактуємо вивід sh_cp, для замикання даних

bcf      sh_cp           ;

rrf      var,F           ;зсув регістра var вправо, для підготовки
;наступного біта

decfsz   scetbit,F       ;декремент с умовою регістру scetbit

```



```

goto    met2      ;scetbit не рівний нулю: перехід на мітку
met2
;
;
;завантаження вмісту регістра INDF в
мікросхему
;74HC595 (послідовний регістр зсуву)

movf    INDF,W      ;копіювання вмісту регістра INDF
movwf   var         ;в регістр var
movlw   .8          ;запис числа 8 в регістр scetbit, для відліку
movwf   scetbit     ;переданих бітів

met1    btfsc    var,7      ;встановлюємо вивід ds у відповідності зі
bsf     ds        ;значенням 7-го біта регістра var
btfss   var,7      ;
bcf     ds        ;
bsf     sh_cp     ;тактуємо вивід sh_cp, для замкнення даних
bcf     sh_cp     ;
rlf     var,F      ;зсув регістра var вліво, для підготовки
;наступного біта

decfsz   scetbit,F    ;декремент з умовою регістру scetbit
goto     met1      ;scetbit не рівен нулю: перехід на мітку met1
;

```

```

        bsf      st_cp      ;тактуємо вивід st_cp, для передачі
завантажених
        bcf      st_cp      ;на вихідні лінії 74HC595
                                ;
        bcf      STATUS,C    ;скидання біта C регістру статус перед
зсувом
        rrf      stolb,F     ;зсув вліво регістру stolb
                                ;
        incf     FSR,F       ;інкремент регістра FSR, підготовка
наступного
                                ;регістра для відправки даних на 74HC595
        decfsz   shet,F      ;декремент з умовою регістра shet
        goto     exxit       ;регістр shet не рівний 0: перехід на exxit
        movlw    data1       ;регістр shet рівний 0: запис адреси
першого
        movwf    FSR         ;регістра зберігання інформації в регістр
FSR
        movlw    .8          ;запис числа 8 в регістр shet, для ведення
        movwf    shet        ;рахунку стовпців
        movlw    b'10000000' ;запис двійкового числа 10000000 в
        movwf    stolb       ;регістр stolb, для включення 1-го стовпця
                                ;

```

exxit      bcf      INTCON,T0IF      ; скидання прапорця переривання по  
перепоненню TMR0

```
movlw    .124      ;запис числа 124 в регістр таймера TMR0
```

```
movwf    TMR0    ;
```

•  
;

|      |       |                                         |
|------|-------|-----------------------------------------|
| movf | FSR,W | ;зберігання поточного значення регістру |
|------|-------|-----------------------------------------|

FSR

```
movwf    FSR    prer    ;в регистр FSR    prer
```

```
movf    FSR_osn,W    ;відновлення раніше збереженого
```

## значення

movwf FSR ;регістр FSR з регістра FSR осн

;

```
swapf    STATUS_TEMP,W    ;відновлення змісту ключових
```

регистрів

```
movwf    STATUS    ;
```

```
swapf    W_TEMP,F    ;
```

```
swapf    W_TEMP,W      ;
```

;

```
retfie                ;вихід з підпрограми переривань
```

.....  
 ~~~~~

## ;Основна програма

```

Start      .....      ;початкове налаштування регістрів

.....      ;спеціальні призначення

.....

bsf        STATUS,RP0    ;запис двійкового числа 11010011 в
регiстр

movlw      b'11010010'    ;OPTION_REG, тим самим
встановлюємо внутрішнє

movwf      OPTION_REG     ;джерело тактового сигналу для
TMR0

bcf        STATUS,RP0    ;включаємо переддільник пред TMR0

                        ;встановимо коефіцієнт переддільника 1:8

                        ;

movlw      .8             ;запис числа 8 в регістр shet, перед запуском

movwf      shet           ;переривань за переповненням TMR0,
виконується

                        ;одноразово, після включення

movlw      b'10000000'    ;запис двійкового числа 10000000 в

movwf      stolb          ;регiстр stolb, для вмикання 1-го стовпця

```

;виконується одноразово після ввімкнення

живлення

;

movlw data1 ;запис адреси першого регістра (регістри

зберігання

movwf FSR\_prer ;інформації) в регістр FSR\_prer,

виконується

; одноразово після ввімкнення живлення

;

movlw .8 ;очистка 8-ми регістрів виводу інформації на

movwf tmp ;матрицю, рівнозначно вимиканню матриці

movlw data1 ;

movwf FSR ;

met3 clrf INDF ;

incf FSR,F ;

decfsz tmp,F ;

goto met3 ;

;

bcf INTCON,T0IF ; скидання прапорця переривання по  
переповненню TMR0

bsf INTCON,T0IE ;дозвіл переривань за переповненням  
TMR0

```

bsf      INTCON,GIE      ;дозвіл глобальних переривань
;

m1      movlw      data1      ;приклад виводу

movwf    FSR          ;
movlw     b'00000000'      ;
movwf     INDF          ;
incf      FSR,F          ;
movlw     b'01111111'      ;
movwf     INDF          ;
incf      FSR,F          ;
movlw     b'00001001'      ;
movwf     INDF          ;
incf      FSR,F          ;
movlw     b'00011001'      ;
movwf     INDF          ;
incf      FSR,F          ;
movlw     b'00101001'      ;
movwf     INDF          ;
incf      FSR,F          ;
movlw     b'01000110'      ;
movwf     INDF          ;

```

```
incf    FSR,F      ;  
  
movlw   b'00000000' ;  
  
movwf   INDF       ;  
  
incf    FSR,F      ;  
  
movlw   b'00000000' ;  
  
movwf   INDF       ;  
  
        ;  
  
.....  ;  
  
.....  ;  
  
        ;  
  
end      ;кінець програми
```

## **ДОДАТОК Б. СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ**

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

ФАКУЛЬТЕТ АВІАЦІЙНИХ І КОСМІЧНИХ СИСТЕМ

### **ГІРОТЕХНОЛОГІЇ, НАВІГАЦІЯ, КЕРУВАННЯ РУХОМ ТА КОНСТРУЮВАННЯ АВІАЦІЙНО-КОСМІЧНОЇ ТЕХНІКИ**

Тези доповідей учасників  
XXI науково-технічної конференції  
студентів та молодих учених

21 березня 2018 року

м. Київ

Київ  
«Політехніка»  
2018





Гіротехнології та конструювання літальних апаратів: Тези доп. учасн. XXI наук.-техн. конф. студ. та молодих учених. – К.: ІВЦ “Видавництво «Політехніка»”, 2018. – 95 с.

Висвітлено питання проектування та моделювання інерціальних комплексованих, супутникових навігаційних систем, гіроскопічних систем, систем орієнтації та керування, чутливих елементів гіроінерціальних систем – гіроскопів та акселерометрів, а також проектування літальних апаратів, комплектації та програмування вбудованих систем автоматизації експериментальних досліджень.

Організаційний комітет:

В.В. Сухов, проф.

В.В. Кабанячий, проф.

О.В. Прохорчук, доц.

М.В. Добролюбова, доц.

О.С. Мацілецька, асп.

О. Ю. Гаваза, асп.

Програмний комітет:

О.В. Збруцький, проф.

В.В. Сухов, проф.

В.В. Кабанячий, проф.

О.В. Прохорчук, доц.

М.В. Добролюбова, доц.

О.С. Мацілецька, асп.

О. Ю. Гаваза, асп.

Відповідальний  
редактор

*О.В. Збруцький, проф.*

Наукове видання

Гіротехнології, навігація, керування рухом та  
конструювання авіаційно-космічної техніки

В авторській редакції

Тези доповідей учасників

XXI науково-технічної конференції студентів та молодих учених

21 березня 2018 року

м. Київ



## Зміст

Антіфєєв Т.І., Самарцев Л.М. ....	9
<b>СИСТЕМА СТАБІЛІЗАЦІЇ ОБЕРТАННЯ ДВИГУНА ПОСТІЙНОГО СТРУМУ</b>	
Баштовий М.Ю., Зінченко В.П. ....	9
<b>ПРОГРАМНІ СИСТЕМИ МОДЕЛЮВАННЯ ІОС. GPSS ТА ІН</b>	
Безпалько О.С., Шевченко К.Л. ....	10
<b>СУЧАСНЕ ВИКОРИСТАННЯ КВАДРОКОПТЕРІВ. ЇХНІ ПЛЮСИ ТА МІНУСИ</b>	
Бобков Ю.В., Березниченко В.О. ....	12
<b>РОЗРОБКА ДАТЧИКА ТЕПЛОВОГО ПОТОКУ ТА ТЕМПЕРАТУРИ</b>	
Богиня Е.О., Кривохатко І.С. ....	13
<b>АЕРОДИНАМІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ТЕЛЕСКОПІЧНОГО КРИЛА</b>	
Бондаренко О.М., Прищепя А.О. ....	14
<b>ПІДВИЩЕННЯ ТОЧНОСТІ ТВЕРДОТІЛЬНОГО ВІБРАЦІЙНОГО ГІРОСКОПУ З МЕТАЛЕВИМ РЕЗОНАТОРОМ</b>	
Васильчук С.М., Богомазов С.А. ....	15
<b>МІКРОПРОЦЕСОРНА СИСТЕМА ВИМІРЮВАННЯ ВІДСТАНІ</b>	
Васінський Е.П. ....	16
<b>АВТОНОМНА СИСТЕМА ВИМІРЮВАННЯ КЛІМАТИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ</b>	
Виходцев Д.С., Хіміченко Б.П. ....	17
<b>ОПТИМІЗАЦІЯ РОЗРОБКИ ПІРОМЕТРА</b>	
Войтюк А.К., Шевченко К.Л. ....	18
<b>АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ПОШУКУ ПРИХОВАНИХ МЕТАЛЕВИХ ПРЕДМЕТІВ</b>	
Войтюк О.О., Кривохатко І.С. ....	19
<b>ВПЛИВ ВІНГЛЕТІВ НА АЕРОДИНАМІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЛІТАЛЬНОГО АПАРАТУ СХЕМИ «ТАНДЕМ»</b>	
Волчанський В.В., Богомазов С.А. ....	20
<b>ПІДСИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ТЕМПЕРАТУРИ ТА ВОЛОГОСТІ У ПОБУТОВИХ ПРИМІЩЕННЯХ</b>	
Гапон М.В., Шевченко К.Л. ....	21
<b>ВЕБ-ІНТЕРФЕЙС СИСТЕМИ ЗБОРУ АКУСТИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ</b>	
Гловацкий Т.В., Богомазов С.А. ....	22
<b>БАГАТОРАЗОВИЙ КОСМІЧНИЙ АПАРАТ</b>	
Горюх А.В. ....	23
<b>ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НА GPSS</b>	

УДК 621.396.73

Войтюк А.К., Шевченко К.Л.

## АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ПОШУКУ ПРИХОВАНИХ МЕТАЛЕВИХ ПРЕДМЕТІВ

Металодетектор – це спеціальний пристрій для виявлення металевих предметів у нейтральному або слабопровідному середовищі за рахунок їх провідності. В основі технології металопошуку лежить принцип системи індукційного балансу (імпедансу).

Металодетектори застосовуються у багатьох сферах людської діяльності: в археології, виробництві, військовій справі, в цілях охорони правопорядку, розробці нових родовищ корисних копалин, медицині.

Грунтові металошукачі типу TR/VLF («приймач – передавач» з урівноваженою індукцій на низькій частоті), стали самими масовими приладами для загального використання, тому на їх прикладі можна найкраще висвітлити дану тему. У цих приладах зазвичай використовується робоча частота від 6 до 20 кГц - нижче не можна за технологічних міркуваннях, вище – через зменшення глибини пошуку.

Тому важливим аспектом створення металошукачів є вибір та розробка певного типу і конструкції пошукових котушок. Найбільш практичними на сьогоднішній день вважаються 2 типи сенсорів металошукачів – з еліптичними котушками, які забезпечують "широкий захват", і з круглими концентричними котушками, які забезпечують "точковий захват" .

За один прохід під котушкою покривається 100 % площі, але перевіряється лише 67 % від максимально можливого об'єму ґрунту в разі використання котушки з «точковим» захватом і 80 % з «широким».

По продуктивності, «широкозахватні» котушки дозволяють вести не таке щільне сканування ділянки землі, що оглядається, чим котушки з «точковим» захватом. Різниця в долі об'єму, при користуванні різними котушками. Це дозволяє за фіксований проміжок часу швидше переглядати великі площі і обстежувати об'єм ґрунту на глибину 80%, а якщо ще ділянка не дуже насичена металом, виходить пристойне заощадження часу.

Працюючи з котушкою, що має «точковий» захват необхідно особливо стежити за щільністю сканування, кожен подальший прохід котушки повинен не більше ніж на половину діаметру перекривати попередню траєкторію. Лише застосувавши 50% перекриття попереднього проходу можна збільшити частину долі обстеженого об'єму ґрунту під котушкою до прийнятного, інакше пропуски об'єктів неминучі, особливо на граничній глибині виявлення.

Проаналізувавши селективність металошукача, тобто його здатність розрізняти об'єкти, виготовлені з різних металів або сплавів, можна зробити

висновок, що котушки з «широким» захватом володіють тенденцією приймати фальшиві сигнали від залізних предметів, які знаходяться на околицях діаграми спрямованості. Основна складність так само полягає в щонайменших змінах величини сигналів при скануванні, особливо від механічних деформацій елементів еліптичних катушок.

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

ПРИЛАДОБУДІВНИЙ ФАКУЛЬТЕТ  
ФАКУЛЬТЕТ МЕНЕДЖМЕНТУ І МАРКЕТИНГУ



*Інженерна Компанія*  
**ТЕХНОПОЛІС**



*XV Всеукраїнська науково-практична конференція студентів,  
аспірантів та молодих вчених*

## **"ЕФЕКТИВНІСТЬ ІНЖЕНЕРНИХ РІШЕНЬ У ПРИЛАДОБУДУВАННІ"**

10-11 грудня 2019 р.  
м. Київ, Україна

### **Збірник праць конференції**



КИЇВ 2019

**УДК 621:537**

Загальною метою конференції є спілкування студентів та аспірантів з питань ефективності перспективних розробок, нових рішень в приладобудуванні. Збірка містить 136 статей за результатами наукових та практичних досліджень з актуальних проблем автоматизації та приладобудування. Розраховано на аспірантів та студентів старших курсів з спеціальностей «Автоматизація та приладобудування» і «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка».

Адреса Оргкомітету конференції:  
03056, Київ-56, пр. Перемоги, 37, корпус 1, Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”, Приладобудівний факультет, 1720.

Рекомендовано до публікації на засіданні Організаційного комітету конференції та Вченої Ради ПБФ КПІ ім. Ігоря Сікорського (протокол №10/19 від 25.11.2019 р.).

Відповідальний редактор – С.Л. Лакоза – к.т.н., доц.  
Матеріали представлені в авторській редакції.

ISBN 978-611-01-1689-3

Збірник праць XV Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених “ЕФЕКТИВНІСТЬ ІНЖЕНЕРНИХ РІШЕНЬ У ПРИЛАДОБУДУВАННІ”, 10-11 грудня 2019 р. — К.: ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Центр учбової літератури. – 2019. – 546 с.

Видано на замовлення Приладобудівного факультету Національного технічного університету України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”.

*XV Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «ЕФЕКТИВНІСТЬ ІНЖЕНЕРНИХ РІШЕНЬ У ПРИЛАДОБУДУВАННІ», 10-11 грудня 2019 року, КПІ ім. Ігоря Сікорського, м. Київ, Україна*

<i>Д.Ю. Мерзиевська, студентка гр. ПВ-91мп, В.В.Калюжна, студентка гр. ПВ-91мп, к.т.н., доц. Павлишин М.М.</i>	
ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА КОНЦЕНТРАЦІЇ ПАРНИКОВИХ ГАЗІВ В АТМОСФЕРНОМУ ПОВІТРІ.....	468
<i>М.В. Некрасова, студентка гр. ВВ-81мп, к.т.н., ст.викл. Морозова М.М.</i>	
ТЕНЗОРЕЗИСТИВНИЙ МЕТОД ТА ЗАСОБИ ЙОГО РЕАЛІЗАЦІЇ .....	471
<i>Panasenko M.P. student gr. VM-61, Mokiichuk V. M. Associate professor</i>	
SENSORS FOR MONITORING WATER QUALITY .....	475
<i>О. Є. Сухорукова, студентка гр.ПВ-91мп, д. т. н., проф. Єременко В. С.</i>	
СИСТЕМА ДІАГНОСТУВАННЯ ПОВІТРЯНОГО ЗАЗОРУ ГІДРОГЕНЕРАТОРІВ З ЄМНІСНИМИ СЕНСОРАМИ .....	479
<i>О. В. Учкін, студент гр. ВВ-81мп, к.т.н., доц. Мокійчук В. М.</i>	
СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ВІБРОАКУСТИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ РОБОЧОЇ ЗОНИ .....	483
<i>А. Г. Шумілін, студент гр. ПВ-91МП, д.т.н., проф. Яремчук Н. А.</i>	
СПОСОБИ ВИЗНАЧЕННЯ ЦЕНТРАЛЬНОЇ ТЕНДЕНЦІЇ ВИБІРОК ВЕРБАЛЬНИХ ДАНИХ.....	487

## **СЕКЦІЯ 11. АВТОМАТИЗАЦІЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ**

<i>Т.І. Антифеев, студент гр. ВА-81мп, Є.Т. Володарський д.т.н, професор</i>	
СТАТИСТИЧНЕ ОЦІНЮВАННЯ РОЗЛІДНАННЯ ТЕХНОЛОГІЧНОГО ПРОЦЕСУ .....	492
<i>Войтюк А.К., студент гр. ВА-81мп, д.т.н., доц. Шевченко К.Л.</i>	
ІМІТАЦІЯ ПАРАМЕТРІВ ОПІКОВИХ УРАЖЕНЬ.....	495
<i>Ю.В. Іванченко, студент гр. ВА-81мп, к.т.н., доц. Стаценко О.В.</i>	
ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ ШУМУ В ПРИМІЩЕНІ .....	498
<i>Є.О. Кириленко, студент гр. ВМ-61-2, д.т.н., доц. Шевченко К. Л.</i>	
ВДОСКОНАЛЕННЯ ОПТИЧНИХ ВИМІРЮВАЧІВ ПИЛУ У ПОВІТРІ.....	502
<i>В.В. Куліченко, студент гр. ПА-81, к.т.н., доц. Ю.С. Шумков</i>	
АНАЛІЗ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ФОРМУВАННЯ СИГНАЛІВ ЕКСПОНЕНЦІАЛЬНИМИ СПЛАЙНАМИ.....	506
<i>С.А. Левицький, аспірант, д.т.н., проф. Шевченко К.Л.</i>	
МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ГРУДНОЇ КЛІТКИ ПРИ ВИМІРЮВАННІ ПАРАМЕТРІВ ЦЕНТРАЛЬНОЇ ГЕМОДИНАМІКИ ЗА ЗМІНОЮ БІОІМПЕДАНСУ	510
<i>К.М. Мостепан, студент гр. ВМ-61-2, д.т.н., доц. Шевченко К.Л.</i>	
ВИМІРЮВАННЯ ВОЛОГОСТІ ДЕРЕВИННО-СТРУЖКОВОЇ ПЛИТИ НВЧ РЕЗОНАНСНИМ МЕТОДОМ .....	514
<i>К.Д. Ніколаєва, студентка гр. ВА-81мп, д.т.н., доц. Шевченко К.Л.</i>	
ТЕРМОМЕТРИЧНА СИСТЕМА ОЦІНКИ ОПІКОВИХ УРАЖЕНЬ НА БАЗІ ТЕХНОЛОГІЇ ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ .....	518
<i>Панченко В.В. студент гр.ВА-81мп, д.т.н., проф. Туз Ю.М.</i>	
ВИМІРЮВАННЯ ВІДСТАНІ НА БАЗІ СВУТЛОЧУТЛИВОЇ МАТРИЦІ .....	522

**УДК 616-001.17**

*Войтюк А.К., студент гр. ВА-81мп, д.т.н., доц. Шевченко К.Л.*  
КПІ ім. Ігоря Сікорського

**ІМІТАЦІЯ ПАРАМЕТРІВ ОПІКОВИХ УРАЖЕНЬ**

**Анотація.** У даній статті розглядається актуальна проблема сучасної експериментальної комбустіології, а саме імітація опіків для подальших досліджень. Запропонований та описаний спосіб імітації опікових уражень для теплографічних перетворювачів, який заснований на моделюванні опіку за допомогою діодних решіток (матриць) і його доцільність в експериментальній та практичній комбустіології.

**Ключові слова:** Імітація параметрів, опікові ураження, тепловізійна картина.

**ВСТУП**

Сьогодні сучасна медицина досягла неймовірних результатів: пересадка органів; сучасні протези, що керуються силою думки; створення органів на 3d принтерах; нові методи діагностики хвороб та їх лікування. Вчені в галузі медицини використовують передові досягнення людства, застосовують новітні технології та методи досліджень. Не обійшов прогрес і таку галузь медицини як комбустіологія.

Комбустіологія – це розділ хірургії, що вивчає механізми виникнення опіків, їх перебіг, можливі ускладнення та лікування. Для правильного та ефективного лікування термічних пошкоджень, фахівець має передусім класифікувати опік та поставити діагноз. В Україні розроблена і використовується в більшості випадків класифікація опікових ран за глибиною враження, запропонована на II Конгресі хірургів України, затверджена для використання з 2002 року.

Залежно від глибини ураження термічні опіки поділяють на легкі (I ступеня), середньої тяжкості (II ступеня), тяжкі (III ступеня) і вкрай тяжкі (IV ступеня).

Опіки I ступеня характеризуються почервонінням шкіри у місці опіку. При дотику теплого предмета до цього місця відчувається зростаючий біль.

Опіки II ступеня характеризуються не тільки почервонінням шкіри, а й появою пухирців, заповнених прозорою рідиною, тривалим ниючим болем.

Опіки III ступеня характеризуються сильним болем. Поверхня обпеченої шкіри вкривається пухирцями, вона втрачає життєздатність. Окремі місця шкіри обуглені, але глибокі тканини функціонують.

Опіки IV ступеня характеризуються обугленням глибоких тканин, повною втратою ними життєздатності [1].

Своєчасне визначення глибини опіку визначає стратегію лікування хворих і значно прискорює одужання. Тому задача створення засобів, що сприяють забезпеченню оперативної оцінки глибини опіків є дуже актуальною.

**СТАН ПРОБЛЕМИ**

Глибину опіку зазвичай встановлюють під час огляду, однак для цього також може використовуватися біопсія. Сьогодні вчені працюють над розробкою нових



методів діагностики термічних пошкоджень тіла, постійно проводять експерименти та випробовують нові пристрої. Найчастіше при таких експериментах для моделювання опіків використовують лабораторних пацюків, яких під внутрішньом'язевим наркозом піддають термічним ураженням в певних ділянках тіла (зазвичай в області міжлопаткового простору спини). Цей спосіб моделювання не є цілком гуманним та економічно доцільним і гарною альтернативою йому буде запропонований спосіб моделювання термічних опіків, який використовується в описаній нижче інформаційно-вимірювальній системі [2].

При термічних опіках відмічають порушення та руйнування білкових структур. В місці опіку порушується або припиняється кровообіг і кількість тепла що виділяється з пошкодженої поверхні менша ніж та що виділяється зі здорової ділянки. Цей факт і використовується в запропонованому методі моделювання опіків.

## ОГЛЯД МОДЕЛІ ДЛЯ ІМІТАЦІЇ ОПІКОВИХ УРАЖЕНЬ

В запропонованому способі імітації опікових уражень для моделювання опіку замість лабораторних пацюків використовують теплову модель ділянки людського тіла, що представляє собою 4 діодні решітки розміром  $5 \times 7$  діодів розміщені одна над одною і розділені між собою шарами колагену для імітування біологічних тканин людського тіла. У просторі між решітками розміщені термопарні сенсори для точного вимірювання і подальшого контролю температури всередині моделі.

Схема управління, показана на рисунку 1, має багато спільного зі схемою управління матричним індикатором. Управління схемою здійснюється в динамічному режимі: вибирається один з рядків шляхом подачі живлення, при цьому сигнал (код) подається на ті діоди в рядку, які повинні бути включені, потім вибирається наступний рядок і процес повторюється з певною частотою вибраною таким чином щоб виділення температури увімкненими діодами було рівномірним[3]. Драйвер у свою чергу керується через I2C-інтерфейс (SDA і SCL) від контролера Arduino, це дозволяє мінімізувати використання виводів. Завдяки вибраному інтерфейсу також є можливість підключення більшого числа решіток, при цьому збільшиться лише число мікросхем драйверів управління.

Якщо на кожен діод надходить живлення від контролера, всі діодні шари моделі рівномірно нагріваються до температури  $36,6^{\circ}\text{C}$ . В такому режимі модель імітує здорову ділянку тіла, та має рівномірний розподіл тепла на поверхні. Для імітації опіку оператор, що проводить експеримент має програмно вимкнути певну кількість діодів в декількох шарах моделі, площа яку займають вимкнуті діоди відповідає площі опіку, а кількість шарів у яких були відключені певні діоди відповідає глибині опіку. Після охолодження вимкнутих діодів теплова картина моделі змінюється.

Таким чином оператор створює модель опіку певного степеню. Далі теплова картина моделі реєструється за допомогою тепловізора та разом з відомими параметрами глибини та площі опіку передається на комп'ютер. В подальшому ці данні використовуються для навчання нейромережі.

Після проходження навчання нейромережа має аналізувати тепловізійні знімки опіків реальних пацієнтів та проаналізувавши робити їх точну класифікацію. Це дозволить хірургам-комбустіологам швидко ставити діагноз пацієнтам та приймати правильні рішення щодо лікування хворого.

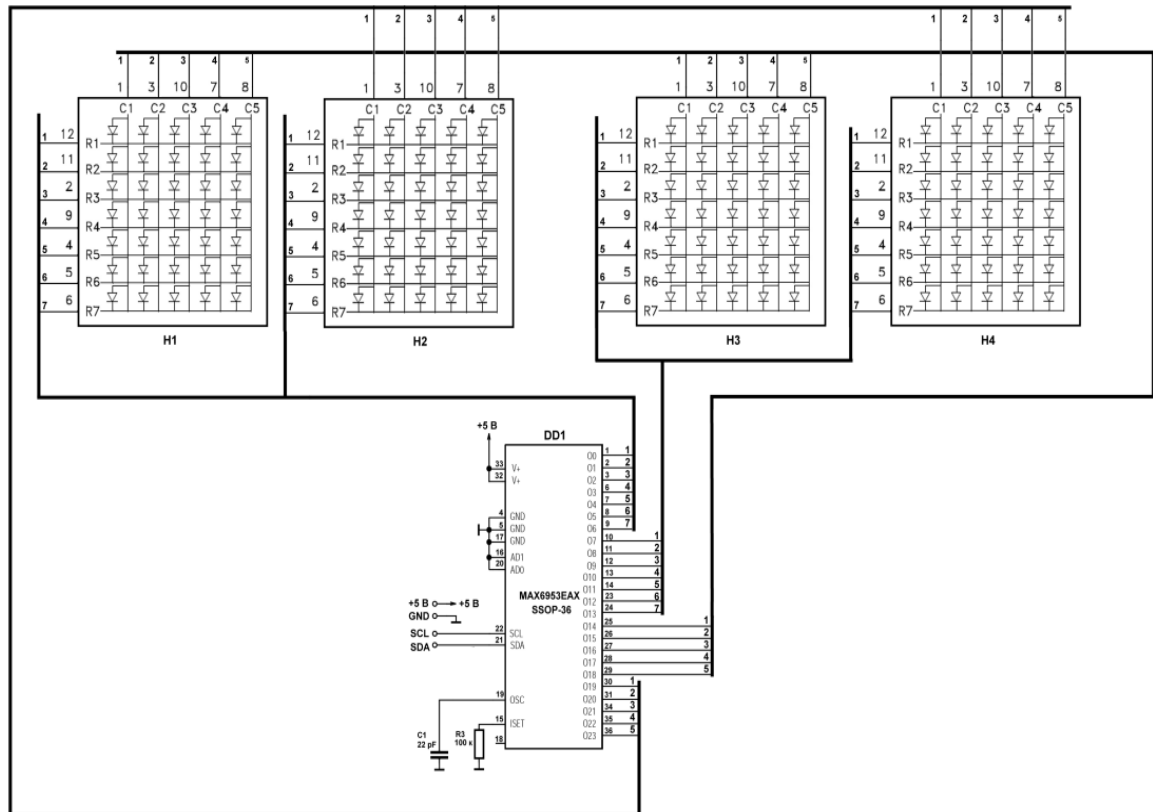


Рисунок 1. Схема управління діодними решітками.

## ВИСНОВОК

Представлений спосіб імітації опікових уражень є простим у реалізації та ефективним у використанні, дозволяє значно спростити та здешевити експериментальні дослідження в області комбустіології. При проведенні досліджень у яких задіяні теплографічні перетворювачі, запропонований спосіб імітації опікових уражень є ефективним для відтворення теплової картини імітованого опікового ураження з точно відтвореними параметрами і характеристиками.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- Вишневский А. А., Вилявин Г. Д., Шрайбер М. И., Термические ожоги. - Труды XXVII Всесоюзного съезда хирургов. М. 1962, с.13-19
- Лазерные технологии при моделировании инфицированной ожоговой раны кожи / Всероссийская научно-практическая интернет-конференция студентов и молодых учёных с международным участием «YSRP-2013» — Режим доступа: <https://medconfer.com/node/3878> — 24.02.2014 г.
- П. Хоровиц, У. Хилл "Искусство схемотехники" – Изд. 6-е, М.: Мир, 2003.

*Наук. керівник – д.т.н., доц. Шевченко К.Л.*